

**DER EINFLUSS DES URINS
AUF DAS FESTIGKEITSVERHALTEN
VERSCHIEDENER
NAHTMATERIALIEN**

Wolfgang Schubert



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41547927_0060

Aus der Urologischen Poliklinik Großhadern der Universität München
Direktor (Vorstand): Prof. Dr. med. E. Schmiedt

Titel der Arbeit

DER EINFLUSS DES URINS AUF DAS FESTIGKEITSVERHALTEN VERSCHIEDENER
NAHTMATERIALIEN

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin*)
an der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Wolfgang Schubert

aus

München

Jahr

1986

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:..... Prof. Dr. med. R. Tauber
Mitberichterstatter:..... Prof. Dr. med. E. Schmiedt
Dekan:..... Prof. Dr. med. W. Spann
Tag der mündlichen Prüfung:..... 24.04.1986

1. Einleitung

- 1.1. Geschichtliches
- 1.2. Wundheilung
- 1.3. Problemstellung
- 1.4. Klinische Beobachtungen in der Urologischen Klinik des
Klinikums Großhadern

2. Material und Methode

2.1. Eigenschaften der zu prüfenden Fäden

- 2.1.1. Catgut (Catgut Chromic^R)
- 2.1.2. Polyglycolsäure (Dexon^R)
- 2.1.3. Polyglactin 910 (Vicryl^R)
- 2.1.4. Polydioxanone-suture (PDS^R)

2.2. Versuchsaufbau

- 2.2.1. Aufbewahrung der Nahtmaterialien
- 2.2.2. Kontrolle der Versuchsbedingungen
- 2.2.3. Reißkraftbestimmungen und Tensiometerverfahren

3. Ergebnisse

3.1. Zusammenfassung der Reißfestigkeitsmessungen

- 3.1.1. Catgut (Catgut Chromic^R)
- 3.1.2. Polyglycolsäure (Dexon^R)
- 3.1.3. Polyglactin 910 (Vicryl^R)
- 3.1.4. Polydioxanone-suture (PDS^R)

3.2. Das pH-Verhalten in den verschiedenen Milieus

3.2.1. Frischer Urin

3.2.2. Steriles Milieu

3.2.3. Gemischtes E. coli- und Proteus Milieu

3.2.4. Proteus Milieu

3.2.5. E. coli Milieu

3.3. Abbildungen und Tabellen

4. Statistik

5. Diskussion

5.1. Allgemeine Probleme der Reißfestigkeitsmessungen

5.1.1. Tensiometerverfahren

5.1.2. Warum in-vitro Versuche?

5.1.3. Einflüsse auf die Reißkraft von Nahtmaterialien

5.2. Dauer der Versuche

5.3. Belastbarkeit der Blase unter normalen sowie außergewöhnlichen Bedingungen

5.4. Zusammenstellung urologischer Operationen mit möglicher nachfolgender Wunddehiszenz

5.5. Diskussion der eigenen Ergebnisse im Vergleich mit der Literatur

5.5.1. Polyglycolsäure (Dexon^R)

5.5.2. Catgut (Catgut Chromic^R)

5.5.3. Polyglactin 910 (Vicryl^R)

5.5.4. Poly-dioxanone-suture (PDS^R)

5.6. Klinische Erfahrungen in der Literatur und Schlußfolgerung

6. Zusammenfassung

DER EINFLUSS DES URINS AUF DAS FESTIGKEITSVERHALTEN VERSCHIEDENER NAHTMATERIALIEN

I.I. Geschichtliches

Bereits im 4. Jahrtausend v. Chr. finden sich in den Papyri der Ägypter Hinweise auf chirurgische Nähte und Ligaturen. Benutzt wurden Materialien aus dem täglichen Leben, wie z.B. Haare, Darmsaiten oder Pergamentstreifen.

Auch in der Ayurveda, der indischen Enzyklopädie der Sucrota (500 v. Chr.) wird ausführlich über Nahtmaterial und Nahttechnik berichtet. Bereits damals wurde resorbierbares Material aus Tiersehnern und Darmsaiten verwendet. Im Mittelalter verzichtete man größtenteils auf die blutige Naht, da man durch Wundheilungsstörungen verunsichert war. Die Chirurgen unterschieden damals zwischen unblutiger Naht - man zog parallel zur Wunde aufgeklebte Pflasterstreifen mittels eines Fadens zusammen - und blutiger Naht, das heißt, sie wurde direkt durch das Gewebe gelegt. J. Lister (1827-1912) verdanken wir das erste antiseptische Nahtmaterial. Durch die verbesserten Sterilisationsmöglichkeiten traten Nadel und Fäden in der modernen Chirurgie immer mehr in den Vordergrund und erwiesen sich bald als unentbehrlich.

Als Nahtmittel stehen heute unterschiedlichste Materialien, wie zum Beispiel Leinenzwirn, Sehnen- und Darmgewebe von Tieren, Metall, Seide oder z.B. Catgut zur Verfügung. In den 30er Jahren dieses Jahrhunderts wurden synthetische Fäden entwickelt und seit Anfang der 60er Jahre verfügt man über resorbierbares, synthetisches Nahtmaterial.

...

I.2. Wundheilung:

Ausschlaggebend für den Erfolg jeder chirurgischen Naht ist die Fähigkeit des Körpers, Wunden zu heilen.

Tierexperimentell wurden operativ versorgte Wunden erstmals von dem Chirurgen PAGET (1860) untersucht. Er fand während der ersten vier postoperativen Tage eine sehr geringe Belastbarkeit, d.h. Festigkeit der genähten Wunde, die dann aber bis zum 10. Tag rasch anstieg. Es folgte ein langsamer Anstieg der Reißfestigkeit, ab dem 21. Tag sah er praktisch volle Haltbarkeit.

HOWES (25,26) forderte von einem Nahtmaterial folgende Eigenschaften:

1. Es sollte die Wundränder bis zur Heilung zusammenhalten.
2. Es sollte die Heilung nicht behindern.
3. Es sollte vollständig resorbiert werden oder zumindest unschädlich bleiben.

Dabei ist auch zu berücksichtigen, wie BOTSFORD (9) tierexperimentell feststellte, daß das Heilungsvermögen individuell unterschiedlich ist. Auch von sehr vielen Faktoren mechanischer, biochemischer und pharmakologischer Art ist die Wundheilung abhängig.

Aufgrund der Arbeiten verschiedener Autoren stellte VAN WINKLE (49) den zeitlichen Verlauf der Wundheilung folgendermaßen dar:

1. Latenz-Produktiv- oder Sustratphase:

Von der Wundsetzung bis zum 4. bzw. 6. Tag: Bildung nicht kollagener Proteine und Glucoproteine sowie Mobilisation und Migration von Fibroblasten im Wundgewebe. Fibrin und epidermale Zellen geben dabei den Wundrändern den Zusammenhalt.

...

2. Fibroblastische Phase:

4. bzw. 6. - 15. Tag: Bildung von Kollagen, Mukopolysacchariden, Glucoproteinen. Während dieser Phase gewinnt die Wunde an Festigkeit.

3. Reifungsphase:

Vom 15. Tag an erfolgt eine weitere Ausdifferenzierung der kollagenen Fasern.

I.3. Problemstellung:

Aufgabe der chirurgischen Naht ist es, durch eine möglichst lückenlose Adaption von Wundrändern die Voraussetzung für eine komplikationslose und schnelle Wundheilung zu schaffen. Das Nahtmaterial hat aber nur eine zeitlich begrenzte Bedeutung und ist nach abgeschlossener Wundheilung nicht nur überflüssig, sondern unter Umständen sogar schädlich. So werden durch die verzögerte Resorption von Nahtmaterial Infektionen begünstigt und es kann zu ausgedehnten Fremdkörperreaktionen kommen. Von seiten des Nahtmaterials können Knoteninsuffizienz, Bruch des Fadens oder eine zu frühe und unkontrollierte Resorption hervorgerufen werden mit dem Risiko einer Wunddehiszenz. Auch in der Urologie, und hier speziell bei Operationen an den ableitenden Harnwegen ist man auf geeignetes Nahtmaterial angewiesen. An das Nahtmaterial müssen folgende Forderungen gestellt werden:

1. Kontrollierte Resorption auch unter extremen Bedingungen, wie beispielsweise bei Kontakt des Nahtmaterials mit bakteriell infiziertem Urin über lange Zeit;

...

2. Genügend große Reißfestigkeit über längere Zeit bei großen Druckanstiegen, wie z.B. bei Harnstauung.

In der vorliegenden Arbeit sollte nun die Reißfestigkeit verschiedener resorbierbarer Nahtmaterialien nach Lagern im Urin geprüft werden. Gemessen wurde die Reißkraft verschiedener resorbierbarer Nahtmaterialien in Abhängigkeit von der Kontaminationsdauer mit infiziertem Urin sowie die Reißkraft der Fäden in Bezug auf einen unterschiedlichen pH-Wert im Urin. Reißfestigkeitsbestimmungen von chirurgischem Nahtmaterial sind in-vivo nur schwer reproduzierbar. Wir wählten daher ein in-vitro Verfahren. Der Anstoß zur kritischen Überprüfung der Reißfestigkeit verschiedener Nahtmaterialien unter den oben genannten Bedingungen resultierte aus einigen Beobachtungen am Klinikum Großhadern - München, wo es zu Nahtdehiszenzen an der Blase nach urologischen Operationen kam.

I.4. Klinische Beobachtungen in der Urologischen Klinik des Klinikums Großhadern im Zeitraum vom 01.04.1981 - 01.07.1982

Es wurden bei 31 transvesikalen Prostataktomien 3 Nahtdehiszenzen bei Anwendung von Dexon^R festgestellt.

- 1) 22mal wurde die Harnblase mit zweireihiger Naht mittels Chromcatgut verschlossen. Dabei war postoperativ der Urin 4mal mit Proteus mirabilis bzw. E. coli infiziert. Es kam zu keiner Nahtinsuffizienz.

....

2) 9mal wurde die Harnblase mit zweireihiger Naht mittels Polyglycol-säure verschlossen. Postoperativ war der Urin 2mal infiziert, 1mal mit E. coli und 1mal mit E. coli und Proteus mirabilis.

In beiden Fällen kam es am 3. bzw. 6. Tag zu einem Urinextravasat. Bei der Wundrevision am 6. bzw. 8. Tag war kein Nahtmaterial mehr sichtbar. 1mal kam es ohne nachweisbare Infektion des Urins postoperativ zu einer Nahtinsuffizienz nach Anwendung von Dexon^R bei einer Adenomektomie.

Im selben Zeitraum kam es nach Divertikelabtragung eines Blasen-divertikels und Verwendung von Dexon^R am 24. postoperativen Tag zu einer Blasenfistel. Im Urin wurde Proteus mirabilis nachgewiesen. Eine nachfolgende Revision war nötig.

1. Fall: Männlicher Patient, Alter 81 Jahre:

Diagnose: Prostataadenom.

Blasenstein.

Blasendivertikel.

Operation: Adenomektomie transvesikal, Adenomgewicht 40 g,
Divertikelabtragung und Blasensteinentfernung.

Komplikation: Am 3. postoperativen Tag zeigte sich eine Nahtdehiszenz im Bereich der Divertikelabtragungsstelle trotz transurethralem Dauerkatheter.
Am 6. postoperativen Tag Übernähung der Abtragungsstelle des Divertikels und Drainage des Wundbettes nach Entfernung des Urinextravasates.

...

Infektion: E. coli.

2. Fall: Männlicher Patient, Alter 68 Jahre:

Diagnose: Prostataadenom.

Operation: Adenomektomie transvesikal, Adenomgewicht 30 g.

Komplikation: Am 5. postoperativen Tag Nahtdehiszenz und sekundäre Wundheilung.

Darauffolgend 3 Wochen Dauerkatheter und antibiotische Abdeckung; nach 3 Wochen spontaner Verschuß der Nahtdehiszenz.

Infektion: Proteus mirabilis.

3. Fall: Männlicher Patient, Alter 60 Jahre:

Diagnose: Prostataadenom und Blasendivertikel.

Operation: Adenomektomie und Divertikelabtragung.

Komplikation: Am 12. postoperativen Tag Nahtinsuffizienz. Darauffolgende Revision.

Infektion: Keine, antibiotisch abgedeckt wegen Pneumonie.

...

4. Fall: Männlicher Patient, Alter 70 Jahre:

Diagnose: Blasendivertikel und Blasenstein.

Operation: Divertikelabtragung.

Komplikation: Blasendarmfistel am 24. postoperativen Tag.
Darauffolgende Revision.

Infektion: Proteus mirabilis.

2. MATERIAL UND METHODE

2.1. Eigenschaften der zu prüfenden Fäden:

2.1.1. Catgut (Catgut Chromic^R)

a) Name:

Catgut (Catgut-Chromic^R)

b) Chemische Bezeichnung:

Catgut

Collagen; linearkolloide, hochmolekuläre Skleroproteine.

c) Chemische Formel:

Aminosäureketten aus Glycin (27 %),
Prolin (19 %),
Hydroxyprolin (14 %),
Glutaminsäure (11 %),
Arginin (9 %),
Alanin (9 %),
Asparaginsäure (6 %),
Lysin (5 %).

d) Herstellungsprozess:

Der Faden wird aus der Dünndarmsubmucosa des Schafes und der Darmserosa des Rindes gewonnen. Durch die speziellen Chromierungsvorgänge vor dem Verspinnen der Darmteile wird die Struktur des Catgut in der Weise verändert, daß eine vorausschaubare Resorptionsstörung gewährleistet ist. (Prospekt der Fa. Ethikon, 1976, 107 L 69 S. 57).

...

e) Abbau:

Catgut als Protein wird durch phagozytisch aktive Zellen enzymatisch abgebaut.

f) Eigenschaften:

Verhalten gegenüber Wasser: Quellung, Sterilität, Uniformität, hohe Reißkraft, Geschmeidigkeit, Griffbarkeit, kontrollierte Resorbierbarkeit, minimale Gewebsreaktion. (Ethikon, Chirurg.Nahtmaterial, 1977)

2.1.2. Polyglycolsäure (Dexon^R)

a) Name:

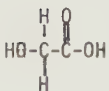
Polyglycolsäure (Dexon^R)

b) Chemische Bezeichnung:

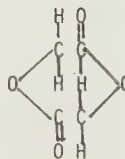
Polyglydlsäure.

c) Chemische Formel:

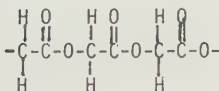
Glycolsäure



Glykolid



Polyglycolsäure



...

d) Herstellungsprozess:

Über einen zyklinischen Ester wird Glycolsäure katalytisch in Polyglycolsäure (PGS) überführt.

e) Abbau:

PGS wird hydrolytisch abgebaut, was bedeutet, daß die Ausscheidung vorzugsweise über Lunge und Niere erfolgt. (Anscombe)

f) Eigenschaften:

Da Polyglycolsäure frei von Proteinen ist, sind Gewebereaktionen äußerst minimal und antigene sowie pyrogene Eigenschaften nicht zu befürchten.

2.1.3. Polyglactin 910:

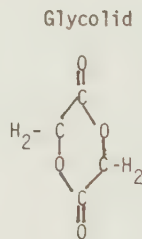
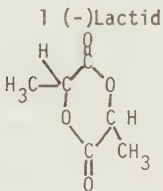
a) Name:

Polyglactin 910 (Vicryl^R)

b) Chemische Bezeichnung:

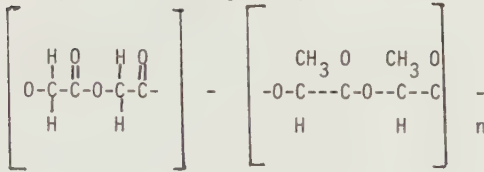
Polyglactin 910

c) Chemische Formel:



...

Poly (Lactid-CO-Glycolid)



d) Herstellungsprozess:

Der synthetische resorbierbare Faden Polyglactin 910 ist ein Copolymer aus Lactid und Glycolid. Die Glycolsäure wird durch Wasserabspaltung in das Glycolid überführt. Ein Gemisch aus Lactid und Glycolid wird in Gegenwart eines Katalysators unter Druck und Hitze polymerisiert. Das Molekulargewicht ist steuerbar. Es kann zwischen 30.000 und 210.000 liegen. Dem Glycolid-Lactid-Gemisch wird der violette Farbstoff zugegeben, so daß dieser in das Polymer integriert wird. Bei dem Farbstoff handelt es sich um 1-Hydroxy-4-p-toluidinoanthrachinon. Der Farbstoff wird in den USA von der FDA als "D+C Violet No. 2" geführt und ist als Arzneimittel zugelassen. Der zur Färbung des Vicrylfadens verwandte Farbstoff wird mit fortschreitendem hydrolytischen Abbau an der Implantationsstelle freigesetzt und aufgrund seiner Wasserlöslichkeit über Blut- und Lymphgefäße ausgeschieden.

Polyglactin hat einen Schmelzpunkt von 220°C und einen Erweichungspunkt von 195°C.

(Prospekt der Fa. Ethikon, 1976, 107 L 69 S.57)

e) Abbau:

Polyglactin 910 wird durch Hydrolyse resorbiert. Die entstehenden Abbauprodukte Glycolsäure und Milchsäure werden metabolisiert.

...

f) Eigenschaften:

Das Copolymer Polyglactin 910 ist stark hydrophil. Der relativ hohe Anteil von Lactid (10 %) im Polyglactin 910 verringert die Affinität zum Wasser und verzögert in-vivo den Reißkraftverlust. Die große Lactidgruppe in der Molekularstruktur stellt eine gewisse Auflockerung dar, die eine schnelle hydrolytische Resorption der Polyglactinfasern nach Verlust der Reißkraft sichert.

2.1.4. Poly-dioxanone-suture (PDS^R)

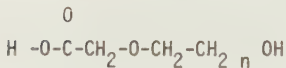
a) Name:

Poly-dioxanone-suture.

b) Chemische Bezeichnung:

Poly-dioxanone-suture, Aliphatischer Polyester.

c) Chemische Formel:



d) Herstellungsprozess:

Polymerisierung des Monomers p-Dioxanon.

e) Abbau:

Poly-dioxanon-suture wird im Gewebe durch Hydrolyse und nicht wie Kollagen durch Phagozytose und Enzyme abgebaut. Aus Poly-dioxanone-suture entsteht schließlich Kohlendioxid und Wasser.

...

f) Eigenschaften:

R

PDS ist ein monofiler synthetischer Faden. Die Monofilität ermöglicht eine leichte und atraumatische Gewebspassage. Das Fehlen jeglicher Kapillarität erlaubt die Anwendung in infizierten Geweben.

(Sonderdruck aus Ethikon OP Forum, Heft 108, 4. Quartal 1981)

2.2. Versuchsaufbau:

2.2.1. Aufbewahrung der Nahtmaterialien:

Verwendet wurde Nahtmaterial mit den Fadenstärken 4 metric, das aus sterilen Originalverpackungen entnommen wurde. Die Fäden wurden in vier verschiedenen Milieus in sterilen Gefäßen aufbewahrt, welche mit je 100 ml Urin gefüllt waren:

1. Steriler Urin.
2. Mit *Escherichia coli* infizierter Urin.
3. Mit *Proteus mirabilis* infizierter Urin.
4. Mit *Coli* und *Proteus* infizierter Urin.

Die Fäden des jeweiligen Nahtmaterials wurden unter sterilen Kautelen in das jeweilige mit 100 ml Urin gefüllte Gefäß eingelegt. Besonderes Augenmerk legten wir darauf, daß die Fäden in dem Gefäß nicht geknickt wurden, um eine iatrogene Herabsetzung der Reißfestigkeit zu vermeiden. Um eine eventuelle Beeinflussung der Fäden untereinander durch deren Abbauprodukte auszuschließen, wurden die verschiedenen Nahtmaterialien in verschiedenen Gefäßen aufbewahrt. Die Länge der Fäden betrug jeweils ca. 35 cm. Die Länge 35 cm wählten wir, um die Fäden über die ganze Länge der Meßbacken des Tensiometers einspannen zu können. In der Mitte legten wir pro Faden einen Einfachknoten.

...

Der Urin wurde zweimal pro Tag im Abstand von 12 Stunden gewechselt. Um in-vivo Verhältnissen näher zu kommen, wurde in jedes Gefäß ein Schlauch eingeführt, der an eine Aquariumpumpe angeschlossen war. Alle 2 Stunden wurde die Pumpe für einige Sekunden in Betrieb gesetzt, um den Urin in dem Behälter umzuwälzen (siehe Abbildung 1).

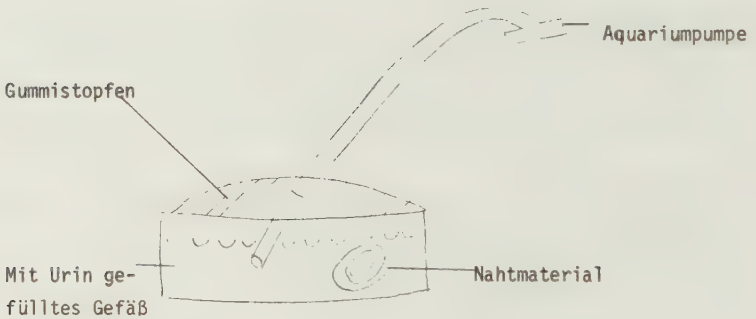
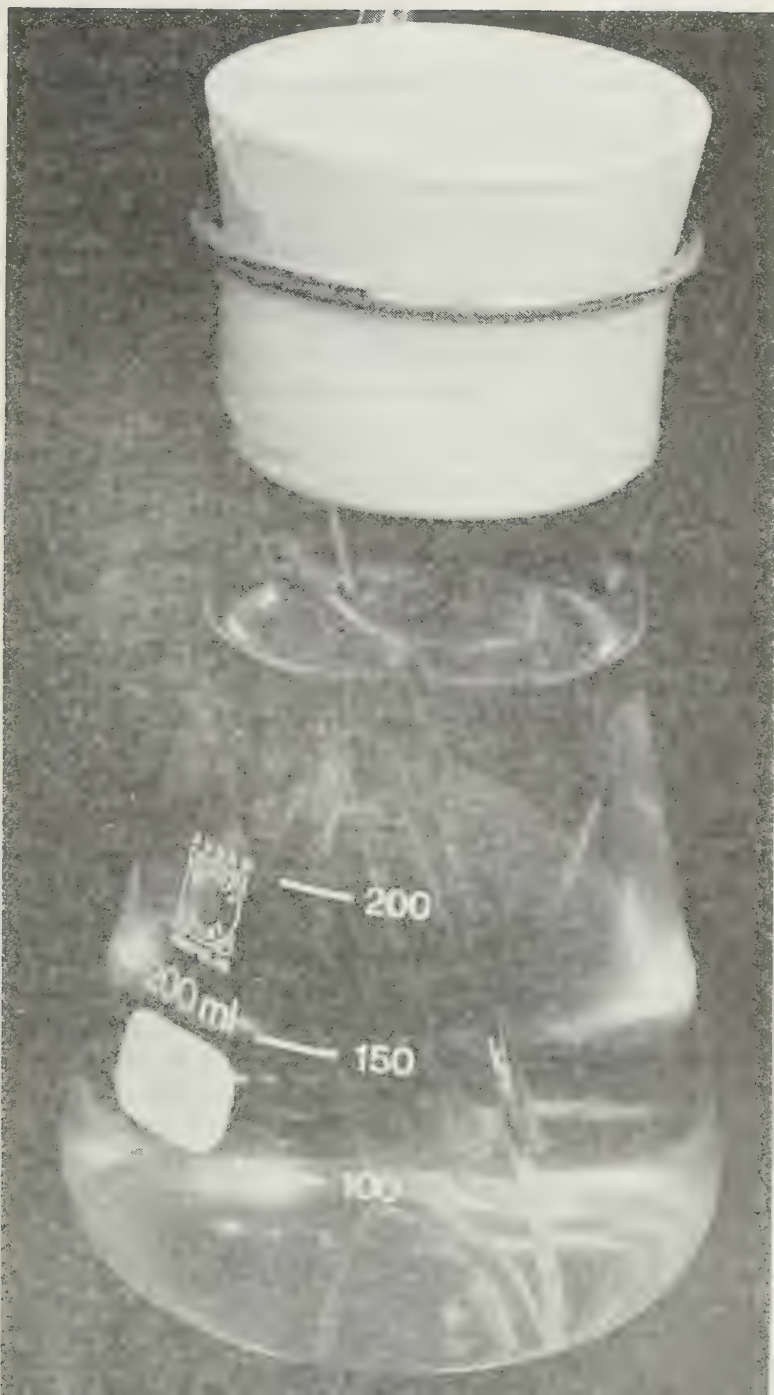


Abbildung 1.:

Abbildung 2:



Der zum Wechseln verwendete Urin wurde jeweils in einem Zeitraum von 6 Std. von einer Person gewonnen und bis zum Gebrauch in einem Kühlschrank bei ca. +7°C aufbewahrt. Die mit Urin gefüllten Gefäße, in welchen das Nahtmaterial gelagert war, befanden sich während der gesamten Untersuchungsdauer in einem Brutschrank, der auf eine Temperatur von +37°C eingestellt war. Nach dem Urinwechseln setzten wir jedem mit infiziertem Urin gefüllten Gefäß einige Tropfen der jeweiligen Bakteriensuspension mit einer Konzentration $> 10^7$ /ml zu; außerdem ließen wir beim Wechseln je einige ml Urin in dem Gefäß zurück. Die Reißfestigkeitsmessungen wurden nach Entnahme aus der Packung sowie am 4., 6. und 9. Tag durchgeführt.

In jedem Milieu testeten wir mindestens fünf Fäden eines jeden Nahtmaterials. Für die verschiedenen Untersuchungszeiträume - die Versuchsdauer betrug z.B. 4,6 oder 9 Tage - verwahrten wir das jeweilige Nahtmaterial in verschiedenen Gefäßen, um eine möglichst geringe Manipulation an den jeweiligen Gefäßen zu bewirken. Die Fäden beließen wir jeweils über die gewünschte Versuchsdauer in einem Gefäß. Auch in den mit sterilem Urin gefüllten Gefäßen beließen wir bei einem Urinwechsel jeweils einige ml Urin - vielleicht ein Grund dafür, daß am Ende der Versuchsdauer niemals völlige Keimfreiheit in dem "sterilen" Gefäß zu erzielen war.

2.2.2. Kontrolle der Versuchsbedingungen:

Der frisch verwendete Urin wurde mittels Mikroskop und Urotube Roche auf die jeweilige Keimart bzw. Keimfreiheit untersucht. Mit Urotube Roche wurde außerdem zweimal am Tag die Keimzahl abgeschätzt. Ph-Messungen nahmen wir zweimal am Tag mit dem Combur-8-Test-U und Spezialindikatorpapier Merck vor.

Falls der Urin während der Untersuchungsdauer mit einem nicht gewünschten Keim infiziert wurde, nahmen wir das betroffene Gefäß aus der Untersuchungsreihe heraus. Beim "sterilen" Urin to-

...

lerierten wir eine geringfügige Keimbesiedlung ab dem 5. Tag, da wir, um völlige Keimfreiheit zu erzielen, sonst Antibiotika hätten verwenden müssen.

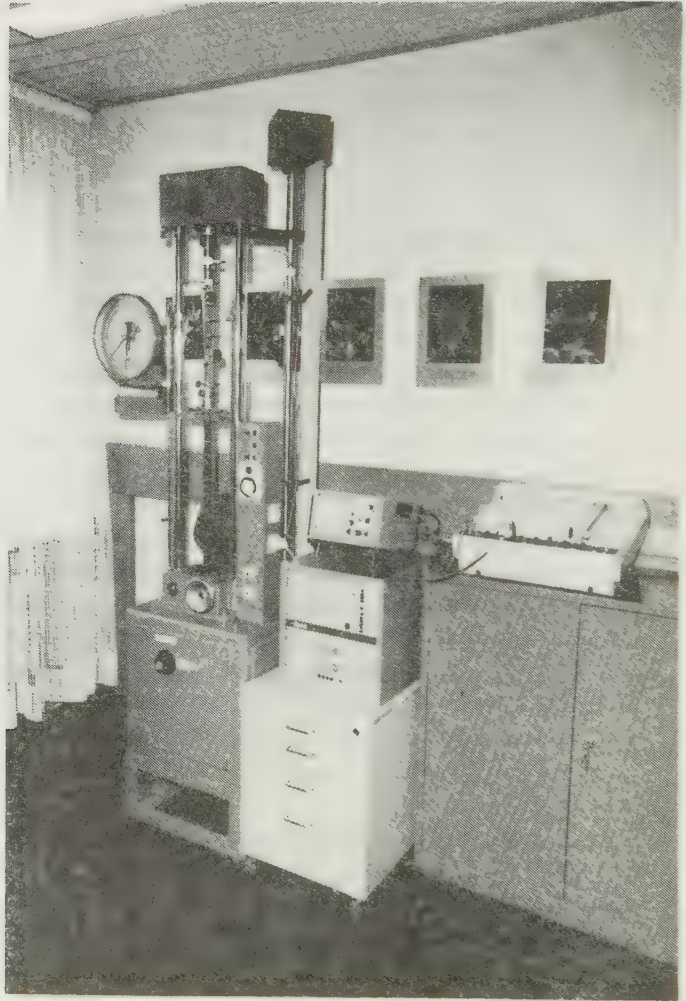
2.2.3. Reißkraftbestimmungen und Tensiometerverfahren:

Zur Ermittlung der Tensile strength verwendeten wir einen motorgetriebenen Tensiometer. Der Tensiometer - eine Universalprüfmaschine der Fa. Zwick - arbeitete linear. Die Dehnungsgeschwindigkeit betrug 50 mm/min., die Meßlänge zwischen den Dehnungsbacken betrug konstant in der Ausgangsstellung 15 cm. Die Backen waren jeweils beidseitig mit Hartgummi belegt, um eine Beschädigung der Fäden in der Halterung möglichst auszuschließen. Während des Dehnversuchs wurde die aufgewendete Kraft gemessen und gleichzeitig eine Kraft-Dehnungskurve registriert. Aus den Klemmen rutschende Fäden, jeweils sichtbar an fehlender Dehnung in der Kraft-Dehnungskurve, wurden nicht gewertet. Reißkraftmessungen wurden nur gewertet, wenn der Faden mindestens in 5 mm Abstand von den Backen und am Knoten riß.

Die Reißfestigkeit errechnet sich aus der Formel $\sigma = F_m/A$, wobei F_m die maximale Kraft in Newton darstellt und A die Ausgangsfläche der Fäden ist. Die Ausgangsfläche entspricht dem Fadenquerschnitt. Wir bestimmten jeweils am Punkt der maximalen Spannung die dafür aufgewendete Krafteinwirkung.

...

Abbildung 3:



(Abbildung eines Tensimeters. Die Prüfmaschine wurde uns freundlicherweise vom Technischen Überwachungsverein München zur Verfügung gestellt).

...

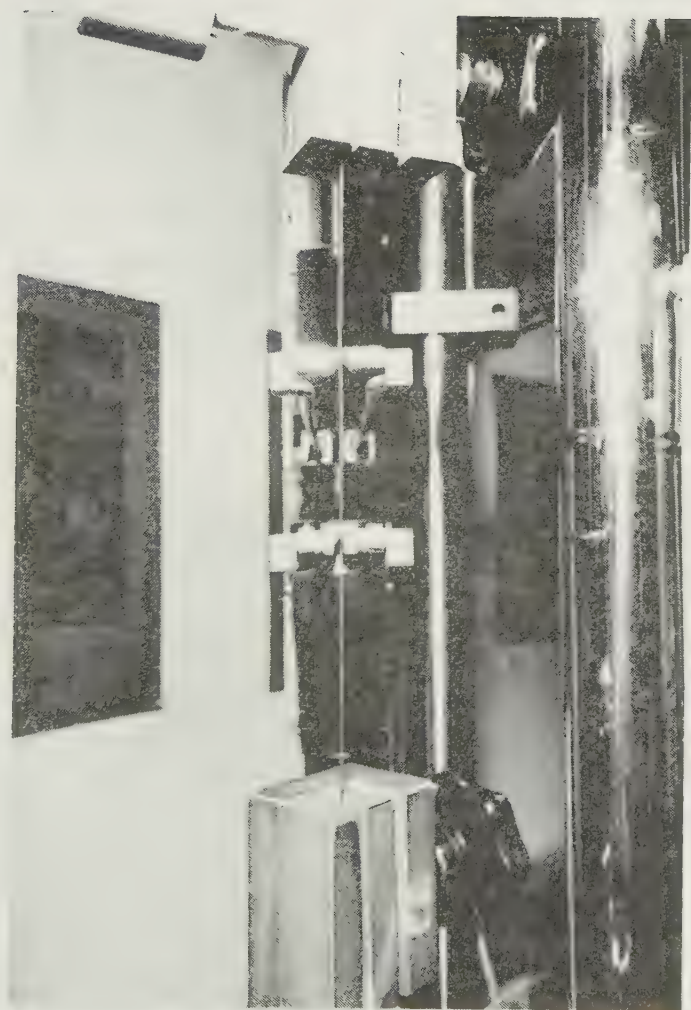


Abbildung 4:

REISSKRAFT (N)

Abbildung 5: Abbildung einer
Kraftdehnungskurve;

Dexon

40

30

20

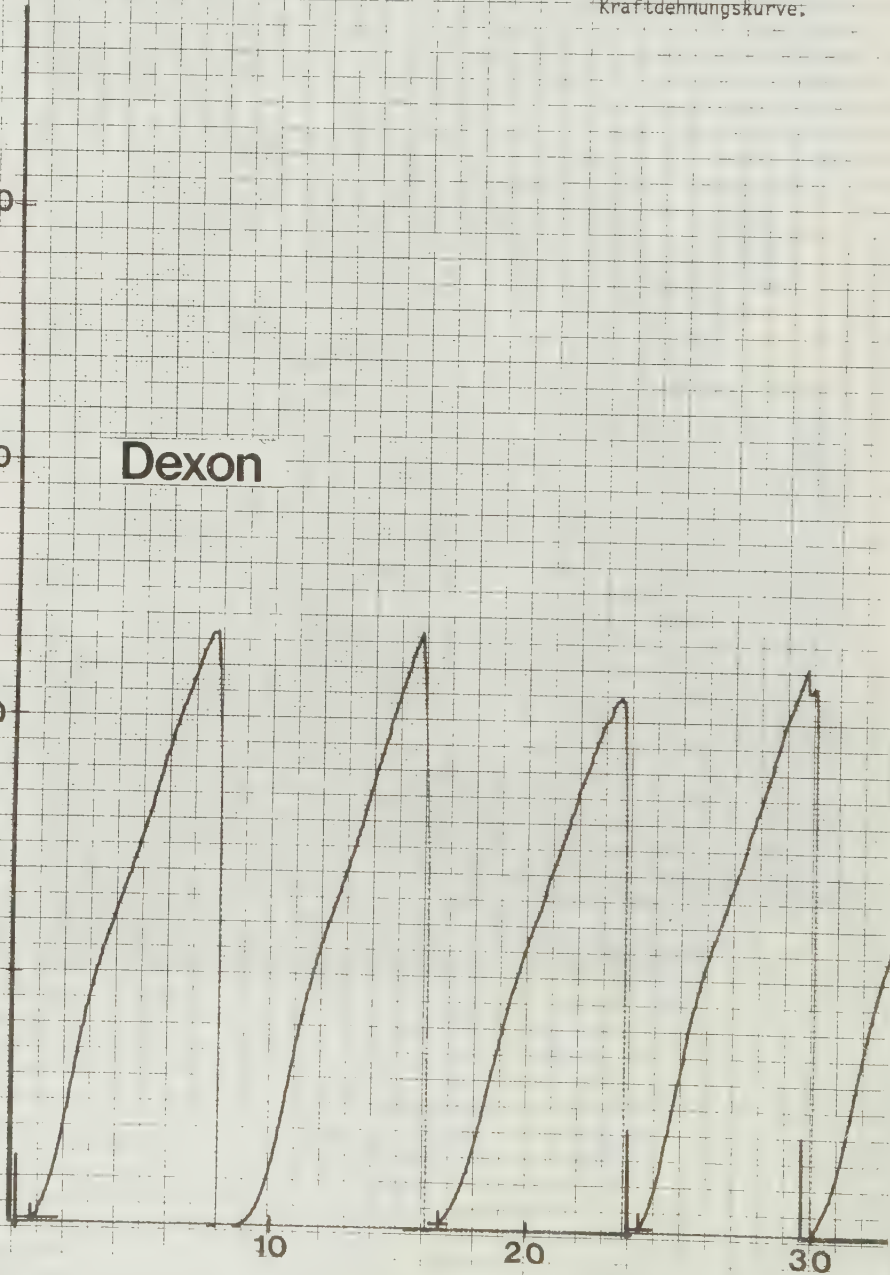
10

10

20

30

DEHNUNG (%)



3. ERGEBNISSE

Wie aus den Tabellen und Abbildungen ersichtlich, fanden wir folgende Werte der Reißkraftabnahme bei den verschiedenen Nahtmaterialien:

3.1. Zusammenfassung der Reißfestigkeitsmessungen

3.1.1. Catgut (Catgut Chromic^R)

Nach einem Ausgangswert von 30 N zeigte sich im Escherichia coli bzw. gemischt infiziertem Milieu am 10. Tag noch eine Reißfestigkeit von 91,3 % bzw. 83 %.

Im sterilen bzw. mit Proteus infizierten Urin sahen wir am 9. Tag noch eine Reißfestigkeit von 57 % bzw. 38 %. (Abbildung 6, Tabelle 1)

3.1.2. Polyglycolsäure (Dexon^R)

Nach einem Ausgangswert von 62,2 N zeigte sich im Escherichia coli infizierten Urin am 10. Tag noch eine Reißfestigkeit von 59,5 %, im Proteus Milieu dagegen eine rasche Auflösung des Nahtmaterials in den ersten vier Tagen.

Im sterilen bzw. gemischt infizierten Milieu fanden wir bei einer Reißfestigkeit von 90,3 % bzw. 82,6 % am 4. Tag eine rasche Auflösung der Fäden in den folgenden Tagen. (Abbildung 7, Tabelle 2)

3.1.3. Polyglactin 910 (Vicryl^R)

Bei einem Ausgangswert von 65 N fanden wir im Escherichia coli Milieu nach 10 Tagen noch eine Reißfestigkeit von 51,4 %.

Im Proteus Milieu zeigte sich schon während der ersten 4 Tage eine rasche Auflösung der Fäden.

....

Im gemischten bzw. sterilen Urin stellten wir bei einer Reißfestigkeit von 89,5 %, bzw. 88,9 % am 4. Tag eine rasche Auflösung der Fäden in den folgenden Tagen fest. (Abbildung 8, Tabelle 3)

3.1.4. Poly-dioxanone-suture (PDS^R)

Bei einem Ausgangswert von 81,2 N zeigte sich im Escherichia coli Milieu nach 10 Tagen noch eine Reißfestigkeit von 97,5 %, im gemischten Milieu noch 48 % des Ausgangswertes.

Im sterilen bzw. Proteus Milieu war nach 9 Tagen noch eine Reißfestigkeit von 49 % bzw. 31 % des Vorwertes vorhanden. (Abbildung 9, Tabelle 4)

3.2. Das pH-Verhalten in den verschiedenen Milieus:

3.2.1. Frischer Urin

Der pH-Wert des frisch gelassenen Urins schwankte zwischen pH 5,0 und pH 6,6.

3.2.2. "Steriles" Milieu

Der pH-Wert in den Gefäßen mit möglichst sterilem Urin nahm in der Zeit vom Versuchsbeginn an bis zum 10. Versuchstag von durchschnittlich pH 6,2 auf bis zu pH 8,4 zu. (Abbildung 10)

3.2.3. Gemischtes E. coli und Proteus Milieu

Der pH-Wert schwankte im Laufe der Versuchsdauer zwischen pH 8,0 bis zu einem pH von 9,6. (Abbildung 11)

...

3.2.4. Proteus Milieu

Der pH-Wert schwankte während der Versuchsdauer zwischen pH 8,6 und pH 9,7. (Abbildung 12)

3.2.5. E. coli Milieu

Schwankungen des pH-Wertes zwischen pH 5,8 und pH 6,5. (Abbildung 13)

3.3. Abbildungen und Tabellen

Tabelle 4:

Polydioxanone-Suture (PDS^R)

Tabelle 1:

Catgut (Chromcatgut^R)

[N]	μ	$\mu - 3\delta$	δ	μ	$\mu - 3\delta$	δ
Ausgangswert	81,2	75,44	1,92	30	21,24	2,92
Gemischt (4 Tage)	64	52,57	3,81	28	23,26	1,58
Gemischt (6 Tage)	45	32,1	4,30	25	16,24	2,92
Gemischt (10 Tage)	39,2	33,44	1,92	25	20,26	1,58
E. coli (6 Tage)	80	70,52	3,16	29	22,28	2,24
E. coli (10 Tage)	79,2	73,83	1,79	27,4	19,57	2,61
Proteus (4 Tage)	40	30,52	3,16	21,2	11,15	3,35
Proteus (9 Tage)	25	14,17	3,61	11,4	0	3,85
Steril (4 Tage)	79,6	76,18	1,14	25	16,24	2,92
Steril (9 Tage)	40	32,35	2,55	17,2	2,29	4,97

Tabelle 2:

Tabelle 3:

[N]	Polyglykolsäure (Dexon ^R)				Polyglactin 910 (Vicryl ^R)			
	μ	$\mu - 3 \delta$	δ	μ	$\mu - 3 \delta$	δ	μ	$\mu - 3 \delta$
Ausgangswert	62,2	52,87	3,11	65	52,1		4,30	
Gemischt (4 Tage)	51,4	47,98	1,14	58,2	55,68		0,84	
Gemischt	---	---	---	---	---		---	
Gemischt	---	---	---	---	---		---	
E. coli (6 Tage)	42,6	37,6	1,67	33,4	28,84		1,52	
E. coli (10 Tage)	37	32,7	1,41	33,4	28,84		1,52	
Proteus (3 Tage)	---	---	---	---	---		---	
Proteus	---	---	---	---	---		---	
Steril (4 Tage)	56,20	52,30	1,30	57,8	50,96		2,28	
Steril	---	---	---	---	---		---	

Abbildung 6:

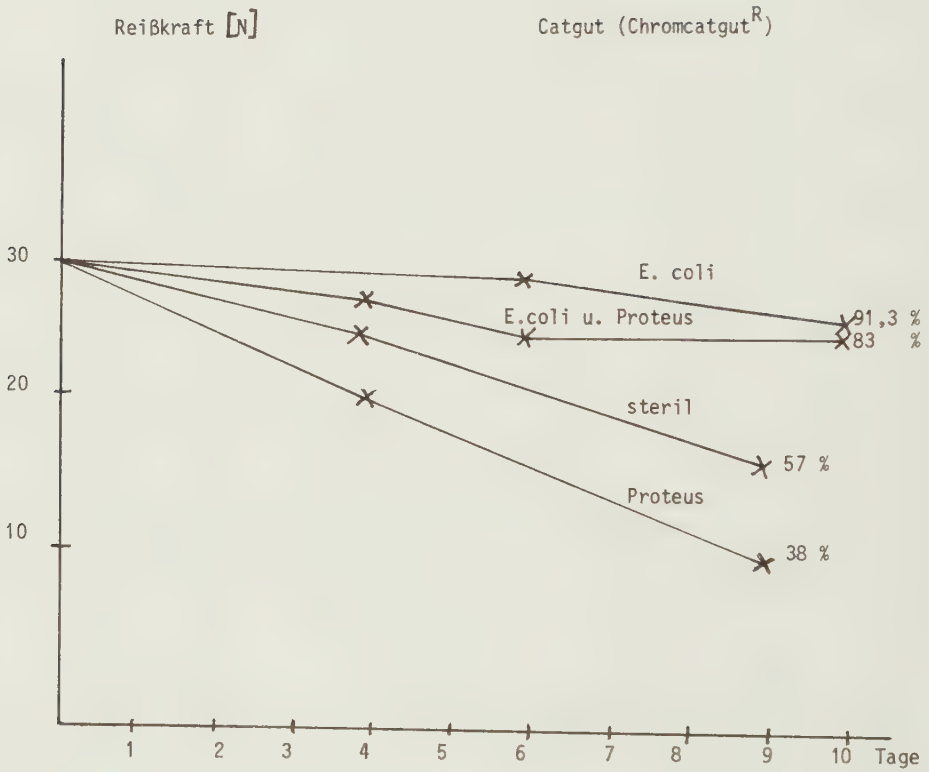


Abbildung 7:

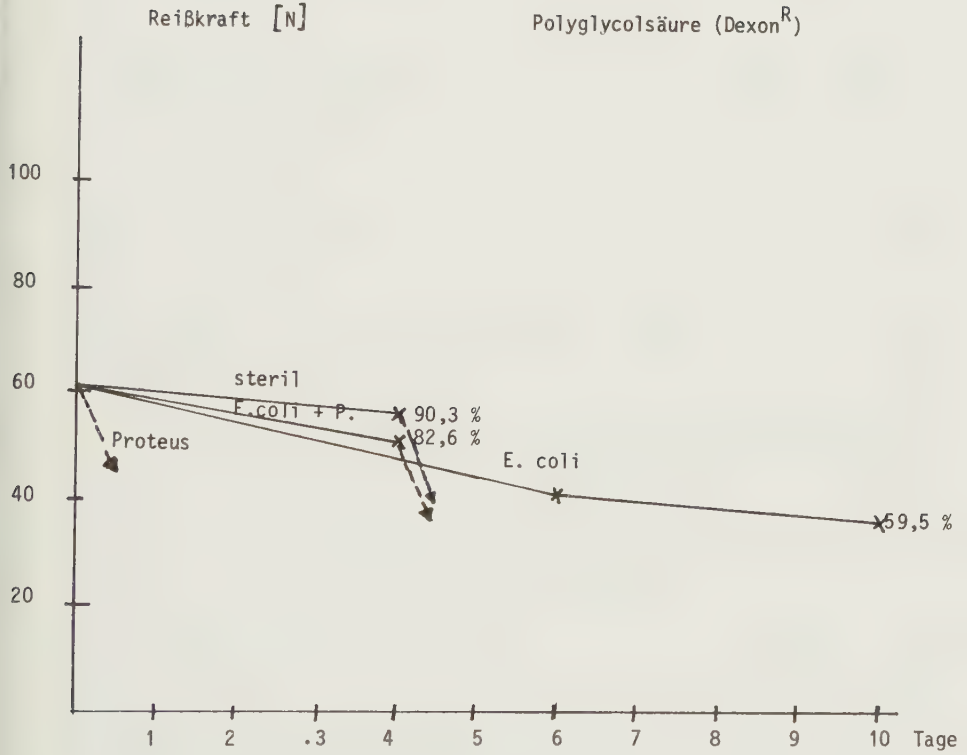


Abbildung 8:

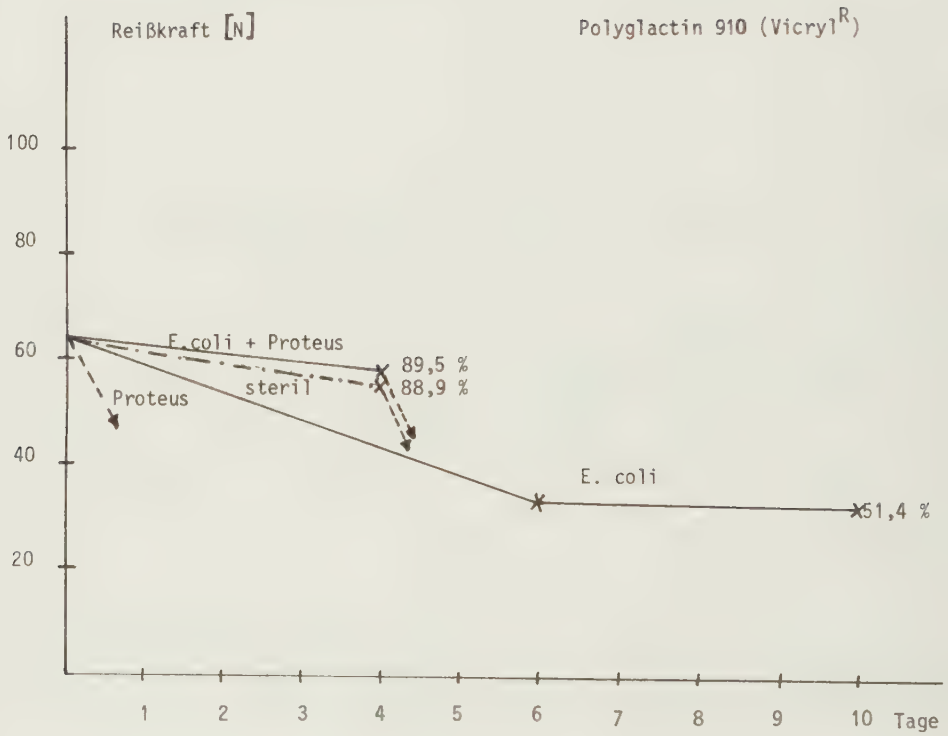


Abbildung 9:

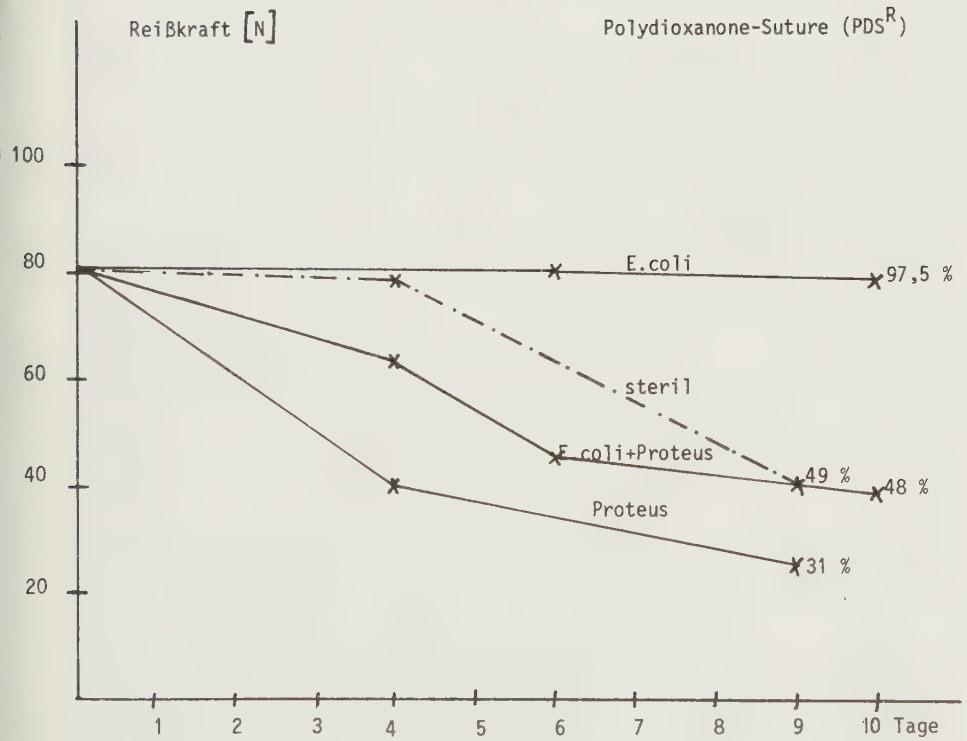
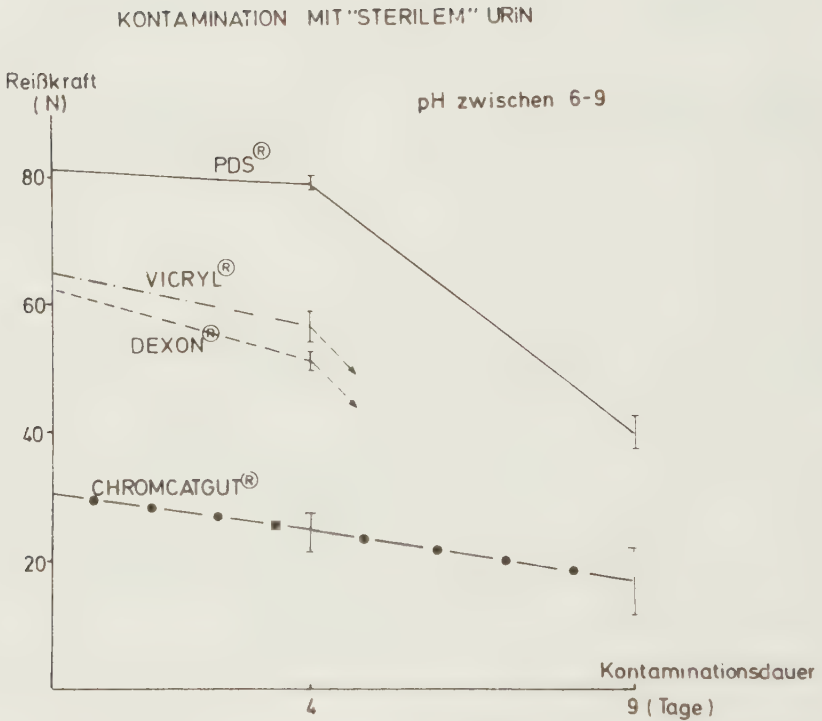


Abbildung 10:



Vicryl } am 9.Tag in kleine Bruchstücke aufgelöst
 Dexon }

PDS am 9.Tag - 49% der ursprünglichen Reißkraft.

Chromcatgut am 9.Tag - 57%

Abbildung 11:

KONTAMINATION MIT E. COLI + PROTEUS INFIZIERTEM URIN

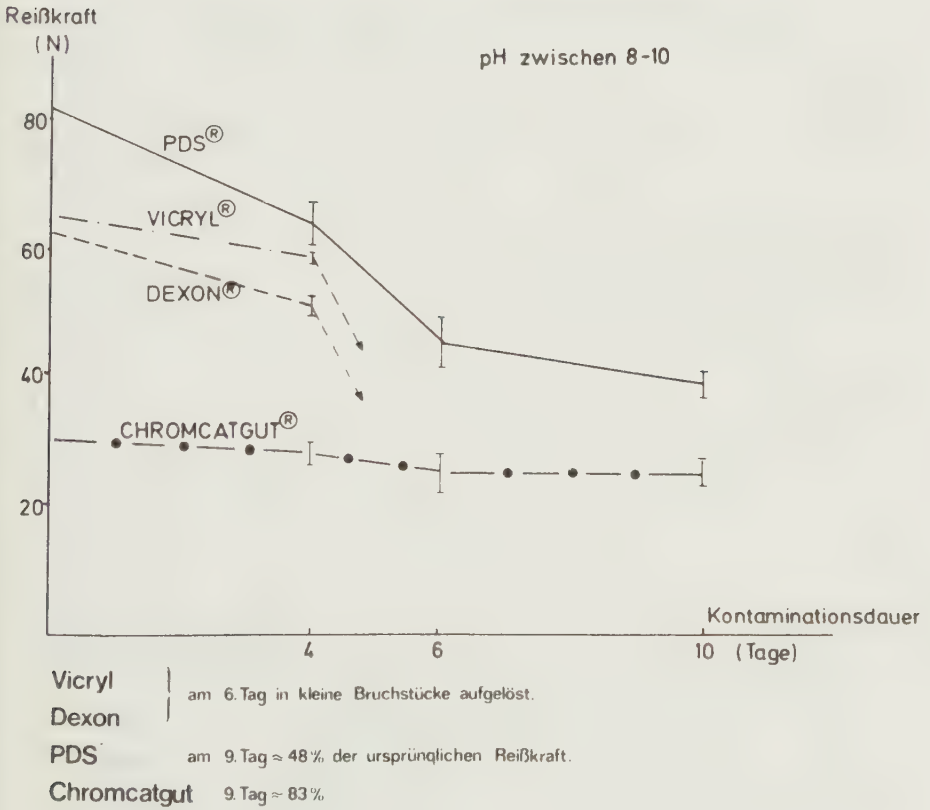


Abbildung 12:

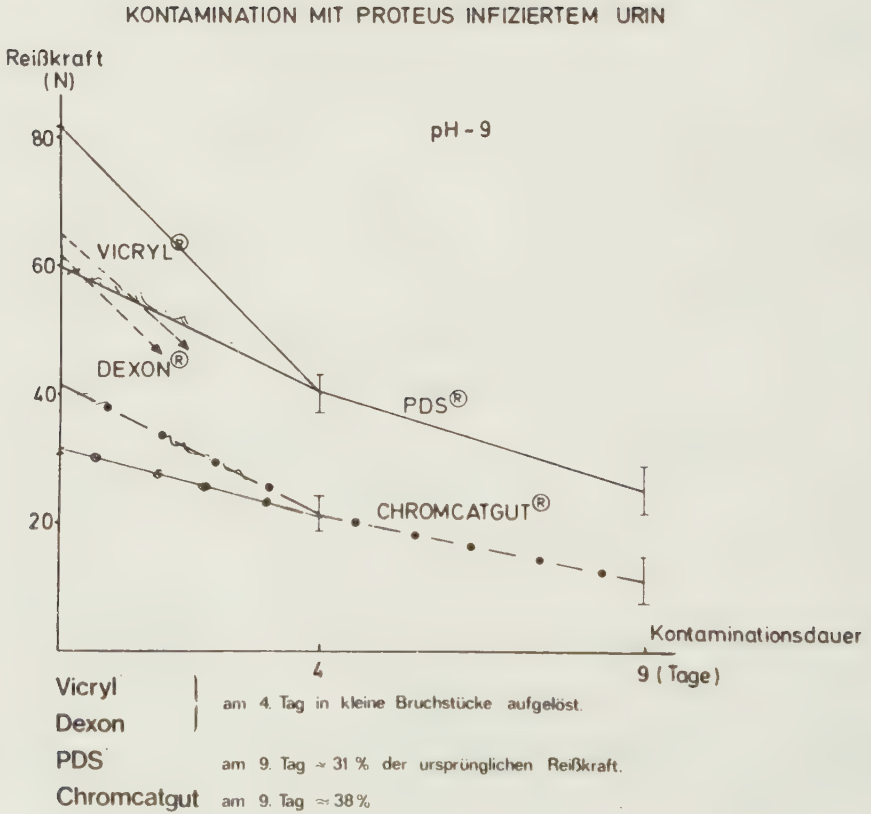
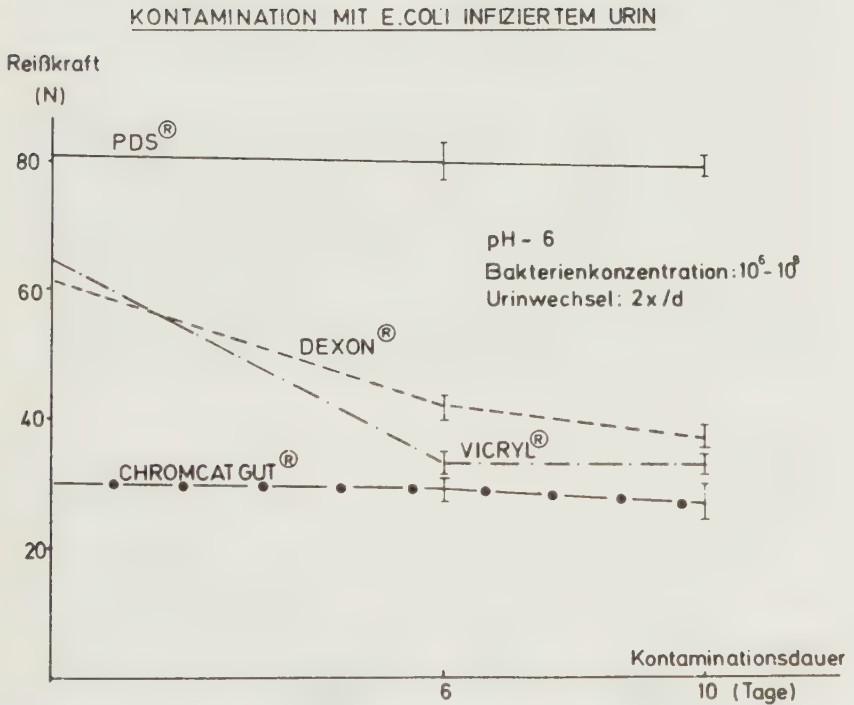


Abbildung 13:



Vicryl am 10.Tag = 51,4 % der ursprünglichen Reißkraft.

Dexon am 10.Tag = 59,5 %

PDS am 10.Tag = 97,5 %

Chromcatgut am 10.Tag = 91,3 %

4. STATISTIK

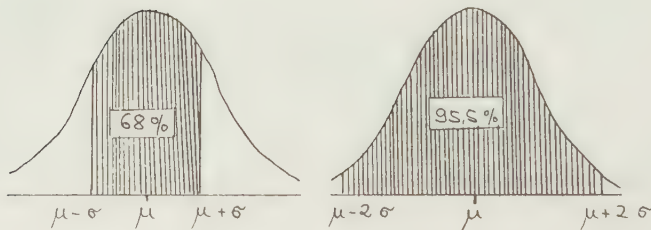
Ein Lageparameter, hier z.B. der geschätzte Mittelwert (μ), gibt eine wichtige Information über die Verteilung, beschreibt diese jedoch keineswegs erschöpfend.

Neben der Angabe des Lageparameters ist vor allem die Angabe darüber wichtig, wie stark die Einheiten um den Wert des Lageparameters streuen (hier als Standardabweichung). Übertragen auf das Thema dieser Arbeit bedeutet dies folgendes:

Wichtig ist, daß es in der Praxis zu möglichst wenig Fadenbrüchen kommt. Die Zahl der Fadenbrüche hängt davon ab, bei wie vielen Fäden an mindestens einer Stelle die Reißfestigkeit einen gewissen kritischen Wert unterschreitet. Dies hängt jedoch nicht nur von der mittleren Reißfestigkeit (Mittelwert μ) ab, sondern auch davon, wie stark die Reißfestigkeit der einzelnen Fäden um den Mittelwert streut; anders ausgedrückt besteht also eine Abhängigkeit von der Varianz bzw. der Standardabweichung.

Dieser Sachverhalt wird anhand folgender Skizze erläutert:

Abbildung 14:



0 = Beginn des "Überlappungsbereiches"

μ_1 = Geschätzter Mittelwert bei Faden 1

μ_2 = Geschätzter Mittelwert bei Faden 2

Obwohl die mittlere Reißfestigkeit des Fadens 1 wesentlich höher ist als die mittlere Reißfestigkeit des Fadens 2, wird es bei Faden 1 jenseits des Überlappungsbereiches - also z.B. im Bereich bis 36 - häufiger zu einem nicht gewünschten Versagen kommen. Das heißt: Wenn die tatsächliche Beanspruchung des Fadens kleiner als 0 ist, ist der Faden 2 (statistisch gesehen) sicherer als der Faden 1. Aus diesem Grund erschien es sinnvoll, zusätzlich zu dem Wert μ auch noch den Wert $\mu-36$ anzugeben. Daß ein Faden selbst diesen Wert noch unterschreitet, ist sehr unwahrscheinlich. Zum Beispiel wäre bei einer angenommenen Normalverteilung die Wahrscheinlichkeit für ein Versagen eines Fadens bei einer Belastung kleiner $\mu-36$ höchstens 0,15 %.

Statistische Anmerkungen:

Da theoretische Häufigkeit und somit auch der wahre Mittelwert μ nicht bekannt sind, kann die Varianz nur geschätzt werden. Es kann jedoch bewiesen werden, daß $S^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n U_i (X_i - \bar{X})^2$ eine gute Schätzung für den unbekannten Parameter σ^2 ist.

Der Mittelwert μ wurde geschätzt durch $\bar{X}$.

Die Wurzel aus der Varianz heißt Standardabweichung =

$$G = \sqrt{V(x)} = \sqrt{\sigma^2} = \sqrt{G^2}$$

...

Es ist eher die Standardabweichung als die Varianz, die dem anschaulichen Begriff der "Streuung" entspricht: Wird die Abweichung jedes Einzelwertes vom Mittelwert verdoppelt, so verdoppelt sich die Standardabweichung ebenfalls, während sich die Varianz vervierfacht. Die Standardabweichung hat außerdem die gleiche Dimension wie die Ursprungswerte (die Varianz dagegen hat als Dimension die ursprüngliche Dimension im Quadrat).

s^2 = Schätzung für Varianz

μ = Mittelwert geschätzt mit $\bar{X}$

In den Tabelle 1-4 ist das Fadenmaterial gesondert gekennzeichnet, welches im jeweiligen Milieu den größten Wert μ -36 aufweist. Dies wiederum bedeutet, daß dieser Faden mit ziemlich hoher Wahrscheinlichkeit die größte Mindestfestigkeit hat.

...

5. DISKUSSION

5.1. Allgemeine Probleme der Reißfestigkeitsmessungen

5.1.1. Tensiometerverfahren

Das Festigkeitsverhalten von Nahtmaterialien wird in der Medizin mit tensiometrischen Verfahren geprüft, um die Brauchbarkeit von Nahtmaterialien zur Naht unterschiedlicher Körpergewebe beurteilen zu können. Die früher für die Festigkeitsmessungen verwendeten sogenannten Gravitationstensiometer wurden von den geeigneteren motorgetriebenen Tensiometern abgelöst. Sie beruhen auf dem selben Prinzip, bieten aber weitaus exaktere Meßergebnisse.

Ein motorgetriebener Tensiometer arbeitet linear und zeigt das elastische Verhalten von Stoffen an. Es gilt das Hook'sche Gesetz, welches besagt, daß der Grad der Dehnung, den ein elastischer Körper erfährt, direkt proportional der angreifenden Kraft ist.

Während des Dehnversuchs wurde die aufgewendete Kraft gemessen und gleichzeitig eine Kraft-Dehnungskurve registriert (siehe Abbildung 5). Nach einem gewissen Grad der Dehnung geht die Kurve von einer Krümmung in eine Gerade über und nähert sich der Grenze der elastischen Verformbarkeit. Bis dorthin ändert die wachsende Spannung die Gestalt des Körpers reversibel. Wird das Gewebe weitergedehnt, verläßt die Kurve den linearen Bereich und nähert sich dem Punkt der maximalen Spannung, die es auszuhalten vermag. Eine geringfügige weitere Dehnung führt zu irreversiblen Deformationen.

So bestimmten wir jeweils am Punkt der maximalen Spannung die dafür aufgewendete Krafteinwirkung, welche der maximalen Reißfestigkeit der getesteten Probe entsprach.

...

Großen Wert legten wir bei allen Reißfestigkeitsbestimmungen auf die konstant gehaltene Deformationsgeschwindigkeit, da eine signifikante Abhängigkeit des Festigkeitsverhaltens von der Deformationsgeschwindigkeit besteht (45,46,47).

Bei Messungen an der Abdominalfaszie fand TAUBER die Reißfestigkeit um so höher, je höher die Deformationsgeschwindigkeit war (45). Ähnliche Erfahrungen machte 1953 STUART in der Physik für Polymere bei Reißfestigkeitsbestimmungen.

Mit tensiometrischen Verfahren wird entweder die "Bursting Strength", oder die "Breaking Strength", oder die "Tensile Strength" ermittelt. Alle drei Begriffe kennzeichnen die Kraft, die notwendig ist, um ein Gewebe zum Reißen zu bringen.

VAN WINKLE (49) definiert die drei Begriffe folgendermaßen:

1. Mit "Bursting Strength" bezeichnet man die Kraft, die notwendig ist, um ein Gewebe platzen zu lassen. Sie ist geeignet zur Messung der Festigkeit von Wunden in vivo oder von Hohlorganen.
2. "Breaking Strength" ist die zum Zerreißen eines Gewebes notwendige Kraft pro Einheitsbreite der Probe, unabhängig von ihrem Gewebsquerschnitt. Die Kraft wurde früher in kp/cm^2 angegeben, die heutige Einheit ist N/cm^2 .
3. "Tensile Strength" ist die zum Zerreißen eines Gewebes notwendige Kraft pro Einheitsbreite und Querschnitt. Es wird also auch die Dicke eines Gewebes berücksichtigt.

Nach VAN WINKLE ist die "Tensile Strength" die einzige Methode, welche unter Idealbedingungen reproduzierbare Ergebnisse erbringt. Geeignet ist sie vor allem zur Festigkeitsmessung von Nahtmaterialien, da der Fadenquerschnitt bekannt bzw. leicht zu bestimmen ist. Wir entschieden uns deshalb zur Ermittlung der "Tensile Strength".

...

5.1.2. Warum in vitro-Versuche?

Die Reißfestigkeit von Fäden kann nach Implantation in Körpergewebe oder Körperflüssigkeiten in vivo bestimmt werden. Das zu prüfende Nahtmaterial wird zum Beispiel subkutan oder in den Darm implantiert; es kann auch in die Harnblase eingebracht werden. Nach verschiedenen Implantationszeiten wird die verbleibende Reißfestigkeit der Fäden gemessen.

Dabei besteht ein großer Unterschied zwischen den drei Parametern: Reißfestigkeitsverlust, Absorption und makroskopisches Verschwinden des Materials. Generell muß der totale Reißfestigkeitsverlust zeitlich vor der vollständigen Absorption des Nahtmaterials erwartet werden (39).

Die klinisch aussagekräftigen in vivo-Versuche verbieten sich aber aus ethischen Gründen, wenn das Verhalten von Nahtmaterialien in infiziertem Urin in der menschlichen Harnblase ohne Antibiotika-abdeckung geprüft werden soll. Ein Ansprechen der Infektion auf Antibiotika ist außerdem nicht immer gewährleistet oder kann um einige Tage verzögert sein. So sind auch Ergebnisse von in vivo-Versuchen mit Antibiotika-Abdeckung bei Tieren schwerlich exakt reproduzierbar.

So sind z.B. alle Fäden Fremdkörper und verursachen eine Fremdkörperreaktion, wie etwa eine Granulom-Bildung um das implantierte Material oder möglicherweise Konkremente bei intraluminal gelegenen Nahtmaterial im Harnleiter bzw. in der Blase. Die Gewebereaktionen können bei jedem Menschen unterschiedlich verlaufen, auch in den verschiedenen Geweben eines Individuums ergeben sich Unterschiede. Verschiedene Gewebereaktionen ergeben sich z.B. durch eine Mehr- bzw. Minderdurchblutung des jeweiligen Gewebes.

Unterschiedliche Gewebsreaktionen sind auch sicher für unterschiedliche Absorptionszeiten verantwortlich.

...

Gegen in vivo-Versuche sprechen folgende von OSTERHAGE (34) durchgeführten Versuche. OSTERHAGE versuchte die Frage zu klären, ob in vitro-Versuche noch notwendig sind, da die Klinik die Zuverlässigkeit der synthetischen absorbierbaren Fäden bewiesen hat. Er brachte bei 21 Patienten mit E. Coli- bzw. Proteus infiziertem Urin und vorgesehenem operativen Eingriff die vier auch von uns untersuchten Nahtmaterialien mittels Katheter in die Harnblase ein. Dort beließ er die Fäden für sieben Tage. Parallel untersuchte er das Verhalten der gleichen Nahtmaterialien in infiziertem Urin in-vitro im Brutschrank. Die betroffenen Patienten wurden während dieser Zeit wie üblich antibiotisch behandelt. Während das in der Blase gelagerte Nahtmaterial nur einen geringen Verlust der Zugfestigkeit aufwies, löste sich das Nahtmaterial bei in vitro-Versuchen bei Proteus-Infektionen innerhalb von zwei Tagen auf. Die erzielten Ergebnisse lassen zweifelsfrei erkennen, welche vorrangige Stelle bei dieser Fragestellung in vitro-Versuchen zukommt. Deshalb entschieden wir uns für die reproduzierbaren in vitro-Versuche und versuchten, um in vivo-Bedingungen möglichst nahe zu sein, auch extreme Situationen, z.B. Dauerkontakt der Fäden mit Urin nachzuahmen.

5.1.3. Einflüsse auf die Reißkraft von Nahtmaterialien

Die Reißkraft von chirurgischem Nahtmaterial hängt nicht nur vom Meßverfahren, sondern auch vom Quellungszustand der Fäden ab (44). Bei Untersuchungen von SPICKER besaß die lineare Reißkraft von Catgut in allen Fäden unmittelbar nach Entnahme aus der Verpackung den niedrigsten Wert und nahm mit fortschreitender Entquellung der Fäden zu. 15 Minuten nach Entnahme aus der Verpackung war sie um 2-15 %, nach Trocknung gemäß Entwurf zum DAB 7 um 7-20 % erhöht. Umgekehrt verhielt es sich mit der Knotenreißkraft der Fäden.

...

Sie war nur bei den Catgut-Fäden bis zu einer Stärke von etwa 0,45 mm unabhängig vom Quellungszustand; bei den dickeren Fäden war die Knotenreißkraft nach der Trocknung um durchschnittlich 13 % herabgesetzt. Um diese Abhängigkeit vom Quellungszustand der Catgut-Fäden nicht berücksichtigen zu müssen, nahmen wir deshalb die Messungen unmittelbar nach Herausnahme aus der Originalpackung bzw. aus dem verschiedenen Urin-Milieu vor.

Die primär wichtigste Nahtmaterialeigenschaft ist die Knotenreißkraft, die immer niedriger als die allgemeine Reißkraft des Fadens ist.

Meist beträgt sie nur 50 % des Fadens ohne Knoten (25,26). Sie bietet sich bei der Ermittlung der Reißfestigkeit von Nahtmaterialien in vitro an.

5.2. Dauer der Versuche

An resorbierbare Nahtmaterialien, die zur Naht von Geweben des Hohlsystems, des Urogenitaltraktes verwendet werden, müssen zwei Forderungen gestellt werden:

1. Berechenbare, langsame Resorption, d.h. das Nahtmaterial darf erst dann funktionslos sein, wenn der Wundverschluß durch die ablaufende Wundheilung genügende Eigenfestigkeit besitzt. Dabei müssen Extremsituationen, z.B. Dauerkontakt von Faden-teilen mit infiziertem Urin und Wundheilungsstörungen berücksichtigt werden.
2. Genügende absolute Festigkeit der Fäden gegenüber maximalen Druckblastungen des Wundverschlusses zu jedem Zeitpunkt der Wundheilung.

Nach HASTINGS (17,19) ist bei Blasennähten unter nicht gestörten Wundheilungsverhältnissen nach 10 Tagen eine ausreichende Reißfestigkeit des Gewebes zu erwarten.

...

Das Nahtmaterial hat somit bei Nähten am Urogenitalsystem nach diesem Zeitraum seinen Zweck erfüllt und sollte dann möglichst schnell resorbiert werden. Die Gefahr von Fremdkörperreaktionen oder die Möglichkeit einer Steinbildung in der Blase kann somit gering gehalten werden. Wir sahen deshalb eine Versuchsdauer von 10 Tagen als ausreichend an. Außerdem wäre bei einer noch längeren Versuchsdauer ohne Antibiotika-Zusatz eine unerwünschte zusätzliche Kontamination mit anderen Keimen bei zweimaligem Urinwechsel pro Tag nur sehr schwer zu vermeiden gewesen.

5.3. Belastbarkeit der Blase unter normalen sowie außergewöhnlichen Bedingungen

NYMAN und andere (33) berichten über die Möglichkeiten, suprapubisch den intra- sowie prävesikalen Druck zu messen. Sie folgern aus ihren Versuchen, daß sich schnelle intraabdominelle Druckänderungen, hervorgerufen z.B. durch Husten sowie langsame und andauernde Druckänderungen, bedingt z.B. durch Anspannung der Bauchmuskulatur, gleichmäßig auf die Blase sowie den prävesikalen Raum übertragen. Suprapubische Messungen ergeben genauere Meßdaten als z.B. Messungen über einen rektal eingeführten Katheter. Für unsere Überlegungen kann man sicher den Druck, welcher auf den Detrusor wirkt, als den auf die Blasenwand bezeichnen. Dieser Druck ergibt sich aus der Differenz intra/extravesikaler Druck. Der äußere Druck auf die Blase wird beeinflußt durch den Tonus der perinealen sowie der Bauchmuskeln, außerdem durch den Zwerchfellstand sowie durch das Gewicht der viszerale Organe, welche auf die Blase drücken. BJERLE (6,7,8) stellt eine Methode vor, suprapubisch mit intra- bzw. extravesikalen Kathetern den jeweiligen Druck zu messen. Die Messungen fanden während der Füllungsphase der Blase statt.

...

NYMAN (33) entwickelte eine ähnliche Methode - die Messungen erfolgten allerdings während der Miktion - und blieben so von anderen Störfaktoren unbeeinflusst. Die Katheterspitzen lagen in der Blase bzw. im prävesikalen Raum.

Am wichtigsten für unsere Überlegungen ist die Frage, welche Druckwerte auf die innere Blasenwand wirken. NYMAN und andere (33) ermittelten nach einem Hustenstoß als höchsten vesikalen Druckwert z.B. 87 cm H₂O und einen prävesikalen Wert von ebenfalls 87 cm H₂O, das heißt die Differenz der beiden Werte ist 0. Auch bei anderen Patienten betrug die Differenz maximal 5 cm H₂O. Die Versuche unter Anspannung ergaben maximale Druckunterschiede von maximal 4 cm H₂O. Bei den Messungen von Nyman waren die Druckunterschiede jeweils unabhängig vom Blasenvolumen.

D. JAMES (27) untersuchte den Detrusordruck bei seinen Patienten bei unterschiedlichen Aktionen.

Er untersuchte die Patienten im Liegen und Sitzen, beim Laufen und während der Miktion. Am höchsten war der Druck auf den Detrusor bei der Miktion im Sitzen. Er betrug knapp 60 cm H₂O. Der allein gemessene Blaseninnendruck betrug bei keiner Aktivität mehr als 150 cm H₂O, wobei von diesem Maximalwert der jeweilige extravasikale abgezogen werden muß, so daß dann die Differenz jeweils unter 60 cm H₂O lag.

Von dem untersuchten Nahtmaterial muß demnach bei Blasennähten gefordert werden, daß es sich innerhalb eines gewissen Zeitraums nicht auflöst. Die Reißfestigkeit des Nahtmaterials kann jedoch bis auf einen Restwert abnehmen, welcher noch einem Detrusordruck von mindestens 60 cm H₂O standhält. Dieser Wert wird sicher auch bei extremen Situationen nicht überschritten.

...

5.4. Zusammenstellung urologischer Operationen mit möglicher nachfolgender Wunddehiszenz

Die Möglichkeit einer Nahtdehiszenz als Folge einer zu schnellen Absorption des Nahtmaterials ist von vornherein auf einige wenige urologische Operationen beschränkt.

Notwendig für eine unkontrollierte Auflösung des Fadens ist dauernder Kontakt mit Urin. Dieser Dauerkontakt ist möglich bei folgenden Operationen.

1. Nach transvesikaler Prostatektomie.
2. Nach Nierenbecken-Plastik.

Bei guter Abheilung ist sicher keine derartige Dauerkontamination gegeben, diese kann sich jedoch bei Urinverhaltung, z.B. bei einer Tamponade ergeben.

3. Ureterabgangsstenose.

Möglicherweise spielen nicht nur eine zu frühe Resorption des Nahtmaterials, sondern auch andere Faktoren (14,16,42) bei einer Wunddehiszenz eine große Rolle. So kann man z.B. bei einem offensichtlichen Blasenleck, ohne den Nachweis einer zu frühen Resorption bei einer Nachresektion erbringen zu können, nicht von vornherein das Nahtmaterial anschuldigen. Von den meisten Autoren werden aseptische sowie septische Wundheilungsstörungen als Ursache für Wunddehiszenz angesehen, wobei Alter, Geschlecht, Anämie, Fettleibigkeit, Erhöhung des intraabdominellen Drucks, Krebs und andere prädisponierende Faktoren eine Rolle spielen (14,16,42).

...

5.5. Diskussion der eigenen Ergebnisse im Vergleich mit der Literatur

5.5.1. Polyglycolsäure (Dexon^R)

SEBESERY und Mitarbeiter zeigten 1975 in einem in-vitro Versuch (40), daß in E. coli infiziertem Urin der Verlust der Reißkraft von Dexon^R innerhalb von 2-3 Tagen eintritt. In sterilem Urin verzeichnete er bei Dexon^R innerhalb der ersten 5 Tage nur eine geringe Reißkraftabnahme, ab dem 6. Tag wurde eine schnelle Auflösung beobachtet. Am 8. Tag waren 2 Fäden komplett und 3 partiell aufgelöst. Am 10. Tag waren alle Fäden aufgelöst. SEBESERY (40) nahm keine pH-Messungen vor. Da aber SEBESERY während der 10tägigen Versuchsdauer den Urin nicht wechselte, muß es über die Freisetzung von Amoniak aus dem Harnstoff zu einem amoniak-alkalischen Milieu mit hohem pH-Wert gekommen sein, wodurch die beschleunigte Hydrolyse zu erklären ist. Um die Freisetzung von Amoniak zu bremsen, wechselten wir zweimal pro Tag den Urin. Natürlich sind durch das Wechseln des Urins pH-Verschiebungen und auch unterschiedliche Bakterien-Konzentrationen nicht zu vermeiden, aber auch unter in vivo-Bedingungen herrschen nicht immer konstante pH-Werte und konstante Bakterien-Konzentrationen. Es erschien uns wichtiger, die Menge des freigesetzten Amoniaks möglichst gering zu halten. Außerdem stellten wir durch zweimaliges Wechseln des Urins pro Tag ein ausreichendes Nahrungsangebot für die Bakterien sicher.

Bei einer anderen Versuchsanordnung untersuchten SEBESERY et. al. (41) Dexon^R im sterilen und mit Proteus infiziertem Harn in-vitro. Als konstanter Zug diente bei jedem Faden eine Bleikugel von 3 g Gewicht. Im infizierten Urin riß der Dexonfaden nach 7 Tagen, im sterilen Urin nach 14 Tagen. Eine Auflösung des Fadens konnte während der 50-tägigen Versuchsdauer nicht beobachtet werden (41).

...

Wir befürchten allerdings, daß auch schon vor dem Reißen unter einer Zugkraft von 3 g evtl. keine genügende Reißfestigkeit des Nahtmaterials mehr gewährleistet ist. An der Blasenwand der gefüllten Blase wirken sicher stärkere Kräfte.

In einem in-vitro Versuch erzielten HOVENDAL und SCHWARTZ (24) 1979 Ergebnisse, welche zumindest im E. coli Milieu mit unseren vergleichbar sind. Dexon-Fäden verloren im E. coli infizierten Urin innerhalb von 10 Tagen 45 % der ursprünglichen Reißkraft. Im Vergleich betrug der Reißkraftverlust 17 % in physiologischer Kochsalzlösung und 19 % in sterilem Urin. Bei einem Ausgangswert von 62,2 N zeigte der Dexonfaden bei unseren Versuchen im E.coli infizierten Milieu am 6. Tag eine Reißkraftabnahme auf 42,6 N und am 10. Tag betrug die Reißkraft immer noch 37 N oder 59,5 % des Ausgangswertes. Im sterilen Urin zeigte der Dexonfaden bei unserer Versuchsanordnung hingegen am 4. Tag eine Reißkraftabnahme auf 56,2 N (90,3 %) und in den folgenden Tagen erfolgte eine rasche Auflösung der Fäden. Die Differenz von 5 % der Reißkraft im E. coli-Milieu am 10. Tag ist sicher auf unterschiedliche Bakterienkonzentration bzw. auf nicht identische Versuchsanordnungen zurückzuführen. Auffallend ist jedoch die Diskrepanz der Ergebnisse im "sterilen" Milieu bei HOVENDAL im Vergleich zu unseren Ergebnissen. Bei HOVENDAL war keine unterschiedliche Reißkraftabnahme zwischen pH 6,1 und pH 7,4 feststellbar, da die Reißkraft nach 10 Tagen sowohl im E. coli infizierten als auch im sterilen Urin mindestens 900 g - gemessen mit einem Dynamometer - betrug. Diesen Wert betrachtete HOVENDAL als ausreichend und empfahl den Dexonfaden für urologische Operationen (24).

Auch HOLM-JENSEN und AGNER (23) meinten, daß die Hydrolyse der Dexonfäden bis zu einem pH von 11 nicht wesentlich beeinflusst wird. Die unterschiedlichen Ergebnisse im Vergleich zu anderen Autoren basieren nach der Meinung von HOVENDAL (24) weder auf

unterschiedlichen pH-Werten noch auf unterschiedlichen Bakterienkonzentrationen.

Im sterilen Urin schwankte der pH-Wert bei unseren Versuchen zwischen 6 und 9. Die rasche Auflösung der Fäden erklären wir uns mit dem hohen pH-Wert; es war nämlich auffallend, daß der Dexonfaden in unseren Versuchen nur im E.coli-Milieu seine Reißfestigkeit über 10 Tage halten konnte. Wir fanden sowohl im gemischten, im Proteus- als auch im "sterilen" Milieu eine rasche Auflösung der Fäden. Diese drei Milieus zeigten einen hohen pH-Wert $>7-8$, und nur das E.coli-Milieu lag mit einem pH-Wert von 6 niedrig. So ist unserer Meinung nach die rasche Auflösung eines Fadens nicht nur auf die Wirkung unterschiedlicher Bakterien zurückzuführen, sondern auch auf pH-Werte $>7-8$. Für eine nicht abzuschätzende frühzeitige Auflösung von PGS (Dexon^R) möglicherweise in Abhängigkeit vom pH-Wert sprechen die oben erwähnten in-vitro Versuche von SEBESERY (40), bei denen er jedoch keine pH-Messungen durchführte. Dies vermuten auch PEREY und WATIER (37).

Nach THIEDE et. al. (48), die systematische Reißkraftversuche mit PGS (Dexon^R) unternahmen, beruht die schnellere Reißkraftabnahme im Magen möglicherweise auf dem niedrigen pH-Wert.

Bei subkutaner Implantation hatte die kontrollierte Kontamination mit einem definierten Staphylococcus aureus Stamm nur einen geringen Einfluß auf die Abnahme der Reißfestigkeit der verschiedenen PGS-Fadengenerationen. Am 7. Tag betrug z.B. die Reißkraft 480 N/mm^2 bei steriler Implantation und 510 N/mm^2 bei kontaminierter Implantation bei einem Ausgangswert von 645 N/mm^2 . Bemerkenswert war die wesentlich schnellere Reißkraftabnahme bei Implantation der Fäden im Gastrointestinaltrakt. Dort betrug die Reißkraft am 7. Tag nur noch 304 N/mm^2 (48).

...

Die Abhängigkeit des Reißkraftverlustes von Dexonfäden vom pH-Wert untersuchte CHU (12) in drei unterschiedlichen Pufferlösungen:

- 1) HAc/NaAc - pH 5,25
- 2) $\text{KH}_2\text{PO}_4/\text{K}_2\text{HPO}_4$ - pH 7,44
- 3) $\text{NaHCO}_3/\text{Na}_2\text{CO}_3$ - pH 10,09

Im Gegensatz zu unserer Versuchsanordnung wechselte er das Milieu über die gesamte Versuchsdauer nicht aus. Bei einem pH von 10,09 nahm die Reißfestigkeit der Fäden wesentlich schneller ab als bei den pH-Werten von 5,25 und 7,44. Am 7. Tag betrug die Reißfestigkeit nur noch 50 % gegenüber 85 % bei den pH-Werten von 5,25 und 7,44. Am 21. Tag war bei einem pH-Wert von 10,09 überhaupt keine Reißfestigkeit mehr meßbar. Bei den pH-Werten 5,25 und 7,44 betrug die Reißkraft am 21. Tag noch mehr als 20 %, und der Verlust jeglicher Messbarkeit stellte sich erst am 40. Tag ein.

CHU (12) gibt für den beschleunigten Abbau von Dexonfäden bei einem pH 10 zwei Erklärungsmöglichkeiten:

1. Die Rekombination hydrolysierter Polymerstücke tritt im alkalischen Milieu aufgrund verminderter H^+ - Ionen-Konzentration zurück. Sogenannter Cage-Effekt.
2. Die Struktur ist lockerer und hydrolyseanfälliger aufgrund der verminderten Wasserstoffbrückenbindung zwischen den Polymerketten im alkalischen Milieu.

CHU's Ergebnisse bestätigen damit unsere Annahme, daß das Reißfestigkeitsverhalten resorbierbarer Nahtmaterialien vom pH-Milieu abhängig ist. Für einen direkten Einfluß von *Proteus mirabilis* auf das Nahtmaterial haben wir keinen Anhalt gefunden, offensichtlich aber beeinflussen Bakterien, wie gerade z.B. *Proteus mirabilis*, das pH-Milieu im Sinne einer ausgeprägten Alkalisierung.

...

Unserer Ansicht nach ist das PGS (Dexon^R) Nahtmaterial bei Kontamination mit *Proteus* und gemischt infiziertem Urin (*E. coli* und *Proteus mirabilis*) ungeeignet, da der Faden teilweise bereits ab dem 4. Tag nicht mehr über ausreichende Festigkeit verfügt.

5.5.2 Catgut (Catgut Chromic^R)

SEBESERY et. al. (41) untersuchten auch den Catgut-Faden im sterilen und mit *Proteus* infizierten Harn. Das Catgut-Material behielt seine Kontinuität unter allen gebotenen Voraussetzungen. Eine Auflösung des Catgut-Materials konnte während der 50-tägigen Versuchsdauer ebenfalls nicht beobachtet werden.

In der anderen Versuchsanordnung von SEBESERY et. al. (40) blieb die Reißkraft in sterilem Urin während der ersten drei Tage konstant, am 7. Tag betrug sie nur noch ca. 1/7tel. Im *E. coli* infizierten Urin löste sich Catgut nur langsam auf. Am 5. Tag hatte der Faden noch eine Reißkraft von 80 %, am 7. Tag noch eine Restreißfestigkeit von 50 %.

Auch in unseren Ergebnissen zeigte sich eine Kontinuität des Chromcatgutfadens während des Beobachtungszeitraums von 10 Tagen; dieser Faden zeigte in allen von uns untersuchten Milieus am 9. bzw. 10. Tag noch eine ausreichende Reißfestigkeit; bei dem mit *E. coli* infizierten Urin ergab sich nur eine geringe Reißkraftabnahme auf 91,3 %, beim gemischt infizierten Urin eine Reißkraftabnahme auf 83 % des Ausgangswertes. Im sterilen Milieu zeigte sich bei einem pH-Wert von 9 am 9. Tag eine Reißkraftabnahme auf 57 % und im mit *Proteus mirabilis* infizierten Milieu eine Abnahme auf 38 % des Ausgangswertes. Wir vermuten, daß sich bei unserer Versuchsanordnung auch der Chromcatgutfaden nach 50 Tagen aufgelöst hätte; Somit ist unserer Ansicht nach Chromcatgut^R für die oben genannten urologischen Operationen geeignet.

...

5.5.3. Polyglactin 910 (Vicryl^R)

Die besondere Eignung von PGS und PGA 910 für die Darmchirurgie (NÜTHIGER 1978) gilt nach HOVENDAL und SCHWARTZ auch für die Harnorgane (24).

Nach BARTONE (2) ist die Reißfestigkeit von Polyglactin 910 größer als die von Catgut. POSTLETHWAIT (38) stellte bei Blasen-
nähten eine im Vergleich zu Dexon^R langsamere Abnahme der Reiß-
kraft fest. Vicryl^R behielt nach 14 Tagen noch 50 % und nach 3
Wochen noch 20 % der ursprünglichen Reißfestigkeit. Einen voll-
ständigen Verlust der Reißfestigkeit beobachtete er erst nach
4 Wochen.

HASTINGS (17,19), der PGA ebenfalls als Nahtmaterial für Blasen-
nähte verwandte, berichtet über eine Absorption von Vicryl^R inner-
halb von 28-70 Tagen, so daß kein makroskopischer Fadennachweis
nach 70-120 Tagen mehr möglich war. Weder POSTLETHWAIT noch
HASTINGS (38,17,19) infizierten den Urin der genähten Blasen,
noch gaben sie pH-Werte an.

Unsere Ergebnisse zeigen bei Vicryl^R nur während der ersten 4
Tage eine stärkere Reißfestigkeit als Chromcatgut^R, dann aber
unterlag es einem beschleunigten Abbau. In einem mit *Proteus*
mirabilis infizierten Urin ergab sich, wiederum vergleichbar
dem PGS-Faden, eine Fadenauflösung schon am 4. Tag. Nur im
E. coli infizierten Urin behielt der Dexon^R- bzw. Vicryl^R-Faden
am 10. Tag noch eine Reißfestigkeit von 59,5 % bzw. 51,4 % des
Ausgangswertes.

Für die Eignung des Vicryl^R-Fadens bei oben genannten urologi-
schen Operationen gilt unserer Meinung nach das schon bei Dexon^R
Gesagte.

...

5.5.4. Poly-dioxanone-suture (PDS^R)

BEURTON (5) prüfte bei Hunden den neuen PDS^R-Faden. Er verglich bei Blasennähten die Resorption des PDS^R-Nahtmaterials mit derjenigen von Chromcatgut. Bei den operierten Versuchstieren ragten die PDS^R-Fäden in das Lumen der Blase bzw. des Ureters. Es wurde nicht katheterisiert und auch keine Antibiotika gegeben. Um die Voraussetzungen für eine maximale Lithogenität zu schaffen, wurde die Wasserzufuhr eingeschränkt. Einige Hunde wurden mit *Proteus mirabilis* infiziert. Sowohl bei PDS^R als auch beim Chromcat^R war die Resorption der Nahtmaterialschnitten im Lumen der Harnblase nach 90 Tagen abgeschlossen. BEURTON (5) beobachtete eine schnellere Resorption von Catgut in Kontakt mit Urin, verglichen mit dem PDS^R-Faden. Eine von zwei Catgutschlingen war 30 Tage nach Implantation völlig resorbiert. PDS^R zeigte zu diesem Zeitpunkt noch keinerlei Resorptionserscheinungen. Bei PDS^R konnte BEURTON keine Unterschiede zwischen sterilem und mit *Proteus* infiziertem Urin feststellen. Interessant war die Resorption im Gewebe. Hier zeigte nämlich Catgut eine wesentlich schlechtere Resorption als der PDS^R-Faden. Die Resorption des PDS^R-Fadens erschien regelmäßiger als diejenige von Catgut. Die Resorption von PDS^R war zwischen dem 30. und 90. Tag langsamer als die von Catgut, bei dem 50 % des Materials schon 30 Tage p.i. nicht mehr nachweisbar waren. Die langsame Hydrolyse des PDS^R-Fadens bietet die Garantie der ausreichenden Wundfestigkeit, wodurch materialbedingte Nahtinsuffizienzen vermieden werden können.

Im Vergleich zur Catgut bescheinigt BEURTON dem PDS^R-Faden eine größere Reißfestigkeit, eine gleichmäßigere Resorption und keine stärkere Lithogenität. RAY und andere (39) fanden nach subkutaner PDS^R-Implantation folgende Ergebnisse, 74 % der Reißfestigkeit nach 2 Wochen, nach 4 Wochen 58 %, nach 6 Wochen 41 %, nach 8 Wochen 14 %. Auch RAY (39) betonte die schon oben erwähnte große zeit-

...

liche Differenz zwischen maximalem Reißkraftverlust (ca. 8 Wochen) und vollständiger Absorption des PDS-Fadens nach 26 Wochen. Verglichen mit Dexon^R oder Vicryl^R fand RAY bei PDS^R einen verzögerten Reißkraftverlust.

Unsere eigenen Versuche bestätigen die Resistenz des PDS^R-Fadens im infizierten und auch alkalischen Urin. Im *E. coli*-Milieu besaß er nach 10 Tagen noch eine Reißfestigkeit von 97,5 % des Ausgangswertes. Die größte Reißkraftabnahme zeigt sich beim PDS^R-Faden im *Proteus*-Milieu, dort verzeichneten wir am 9. Tag eine Reißkraftabnahme auf 31 % des Ausgangswertes. Die Absolutwerte lagen jedoch am 10. Tag immer über denen vom Catgut^R-Faden. So meinen wir, daß dieses Nahtmaterial ausnahmslos für Nähte am Hohlsystem des Urogenitaltraktes empfohlen werden kann.

5.6. Klinische Erfahrungen in der Literatur und Schlußfolgerung

1971/72 verwendete BRANNAN (10) bei 131 urologischen Operationen Dexon^R als Nahtmaterial. Die meisten Wunden kamen dabei mit Urin in Kontakt. BRANNAN stellte keine einzige Anastomosendehiszenz und auch keine Konkrementbildung fest; es war keine Nachoperation nötig. Es handelte sich unter anderem um Operationen an der Niere, am Ureter, an der Blase und an der Prostata. Bei den 131 Operationen handelte es sich 5mal um eine Nierenbeckenplastik und auch hier kam es nicht einmal zu einer Nahtinsuffizienz.

In der Urologischen Klinik der Städtischen Kliniken Dortmund (13) wurde Vicryl^R der verschiedensten Stärken über einen Zeitraum von 12 Monaten bei sämtlichen Operationen, so auch bei Nierenbeckenplastiken nach ANDERSON-HYNES und Prostataektomien nach FREYER bzw. MILLIN, eingesetzt. Das Nahtmaterial Vicryl^R bewährte sich bei über einjähriger konsequenter Anwendung.

...

H.C. MILLER (31) befand Dexon^R bei urologischen Operationen vor allem in Hinblick auf evtl. postoperativ auftretende Dehiszenzen als geeignet. Bei einer großen in-vivo Studie zeigte sich zwar je eine Dehiszenz bei einer mit Dexon^R bzw. Chromcatgut^R versorgten Wunde, die Dehiszenzen wurden aber nicht auf ein Versagen des Nahtmaterials zurückgeführt.

Wie in der Arbeit mehrfach ausgeführt, sollte die Anwendung des von uns getesteten Nahtmaterials - insbesondere PGS (Dexon^R) und Polyglactin 910 (Vicryl^R) - bei relevanten urologischen Operationen trotz Berücksichtigung der oben angeführten in-vivo Studien mit Vorbehalt erfolgen, da unter entsprechenden Bedingungen eine Nahtinsuffizienz nicht ausgeschlossen werden kann.

5.7. Zusammenfassung:

In einer in-vitro Studie wurde der Einfluß des Urins auf das Festigkeitsverhalten verschiedener Nahtmaterialien geprüft. Nach Lagerung der resorbierbaren Nahtmaterialien Polyglycol-säure (Dexon^R), Polyglactin 910 (Vicryl^R) sowie Poly-Dioxanone-Suture (PDS^R) und Catgut (Catgut-Chromic^R) in normalem und infiziertem Urin kam es in Abhängigkeit von der Dauer der Lagerung, vom pH-Wert des Urins und vom Einfluß verschiedener Keime zu unterschiedlichen, teilweise sehr schnellen Reißfestigkeitsverlusten der getesteten Fäden.

Laut Angaben der Herstellerfirmen garantieren die Polyglycol-säurefäden bzw. Polyglactin-910-Fäden für ca. 12 Tage ausreichende Festigkeit im Gewebe.

In Berührung mit infiziertem Urin kann - wie die Ergebnisse unserer in-vitro-Versuche und die klinische Beobachtungen zeigen - bereits vom 2.-4. Tag an keine ausreichende Festigkeit des mit Polyglycolsäurefäden bzw. Polyglactin-910-Fäden genähten Gewebes gewährleistet werden. Dagegen ist unserer Meinung nach PDS^R und Catgut-Chromic^R für die, in der Arbeit erwähnten, relevanten urologischen Operationen geeignet.

L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S

1. Axhausen, W.:
Zur postoperativen Wundruptur.
Zbl. Chir. 31, 1297 - 1299 (1956)
2. Bartone, F.F.; P.J. Gardner; Hutson, S.C.:
Polyglactin 910 suture in Urinary Tract.
Urology, Vol. IX, Number 5 : 521 - 525 (May 1977)
3. Bartsch, W.M.:
Infektionsgefährdung durch Behandlung mit einem Dauerkatheter.
Brun's Beitr. Klin. Chir. 213 - 343 (1966)
4. Bergmann, F.O.; Borgström, J.H.:
Synthetic absorbable surgical suture material (PGA).
Acta. Chir. Scand. 137 : 193 - 200 (1971)
5. Beurton, D.; D. Gonties; Terdjman, S.:
Stude expérimentale au niveau de l'appareil urinaire d'un monofil synthétique résorbable à surface lisse.
Journal d' Urologie 1981, 87, n°5, p.p. 295 - 303
6. Bjerle, P.:
Relationship between perivesical and intravesical urinary bladder pressures and intragastric pressure.
Acta. Physiol. Scand. 92 (4); 465 - 473, Dec. 74

...

7. Bjerle, P.:
Tension, stress and modulus of elasticity of the urinary bladder wall.
Acta Physiol. Scand. 92 (4); 488 - 495, Dec. 74
8. Bjerle, P.:
Transmural pressure of the urinary bladder wall.
Acta Physiol. Scand. 92 (4); 480 - 487, Dec. 74
9. Botsford, Th.:
The tensile strength of sutured skin wounds during healing.
Surg. Gynec. a. Obst. 1941
10. Brannan, W.; Ochsner, G.:
Laboratory and clinical experience with polyglycolic acid suture in Urogenital Surgery.
The Journal of Urology, Vol. 110 : 571 - 573 (1973)
11. Case, G.D.; Glenn, J.F.:
Comparison of Absorbable Sutures in Urinary Bladder.
Urology, Vol. VII, Number 2, 165-168, Febr. 1976
12. Chu, C.:
The in-vitro degradation of poly(glycolic acid) sutures - effect of pH.
Journal of Biomedical Materials Research, Vol. 15, 795 - 804 (1981)
13. Degenhardt, W.; Meithing, M.:
Erfahrungen mit synthetischem Nahtmaterial in der Urologie.
Urologe B 20, 228 - 232 (1980)

...

14. Guiney, D.J.; Morris, P.J.:
Wound dehiscence, A continuing problem in abdominal surgery.
Arch. Surg., 92 : 47 (1966)
15. Hale, R.W.; Morrison, C.:
Suprapubic cystostomy with apply - ethylene tube.
Amer. J. Obstet. Gynec., 105 (1966) 1181
16. Hampton, J.R.:
The burst abdomen.
Brit. Med. J. 2: 1032, 1963
17. Hastings, S.C.:
Organ differences in postoperative healing.
Surg. Forum 23: 29 - 31 (1972)
18. Hastings, S.C.; Van Winkle, W.:
Effect of suture materials on healing wounds of the stomach
and colon.
Surg. Gynec. Obstet. 140 (5) 701 - 707, May 1975
19. Hastings, S.C.; Van Winkle, W.:
The effect of suture materials on healing wounds of the
bladder.
Surg. Gynecol. Obstet. 140 (6) : 933 - 937, Jun. 1975
20. Henningsen, B.:
Gewebereaktionen um Nahtmaterial.
Meldungen Medizinische Mitteilungen, Band 47, Heft 117
59 - 72, 1972

...

21. Hirsch, H.A.:
Infektion der Blase, Ureteren und Nieren.
Gynäkologie und Geburtshilfe, Bd. III, S. 839
Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1972
22. Hodgkinson, C.P.:
Trocary suprapubic cystostomy for postoperative bladder
drainage in the female.
Amer. J. Obstet. Gynec. 96 - 773 (1966)
23. Holm-Jensen, S.; Agner, E.:
Synthetic absorbable suture material (PGA) compared with
catgut.
Ugeske, Lxger 32, 1785 (1974)
24. Hovendal, C.P.; Schwartz, W.:
Polyglycolic Acid (Dexon^R) Sutures in E. coli infected Urine.
Scand. J. Urol. Nephrol. 13 : 105 - 107, 1979
25. Howes, W.:
The healing of wounds as determined by their tensile strength.
J.A.M.A. 92/42 , 1929
26. Howes, W.:
Rate of fibroplasia and differentiation in the healing of
cutaneous wounds.
Arg. Surg. 38/934 , 1939
27. James, D.:
The behaviour of the bladder during physical activity.
British Journal of Urology, 50, 387-394 (1978)

...

28. Königsberg, H.A.; Presto, A.J.:
Wound Dehiscence in urological patients.
The Journal of Urology, 1975. S. 578 - 580
29. Marsh, R.L.; Cox, J.W.:
Factors involving wound dehiscence; study of 1000 cases.
J.A.M.A., 155: 1197, 1954
30. Mattingly, R.F.; Moore, D.E.:
Bacteriologic study of suprapubic bladder drainage.
Amer. J. Obstet. Gynec. 114 - 732 (1972)
31. Miller, H.C.:
Reaction of Polyglycolic Acid sutures in the Urinary Tract.
Comparison with Chromic Catgut Sutures.
Urology, Vol. II, Number 1, 47-49, July 1973
32. Muxfeldt, H.:
Synthetisch und doch resorbierbar. Die neue Ära des chirurgischen Nahtmaterials.
Sonderdruck Ethikon OP-Forum, Heft 85, 1. Quartal (1976)
33. Nyman, C.R.; Sjöberg, B.:
Direct transmural measurement of the detrusor pressure.
A technique of detrusor pressure recording in micturition with intravesical and prevesical suprapubic catheters compared with recordings using a rectal balloon and rectal open-end catheters.
Invest. Urol. 1981, Mar.; 18 (5); 392 - 395
34. Osterhage, H.R.:

7. Symposium für exp. Chirurgie, Tübingen, 6.-8. April 1984

...

35. Parkofer, R.; Karnbaum, S.:
Experimentelle Untersuchungen zur Wundruptur nach Laparatomie.
Langenbecks Arch. Klin. Chir. 302: 77 (1963)
36. Parkofer, R.; Karnbaum, S.:
Klinische Untersuchungen zur Platzbauchentstehung.
Brun's Beitr. Klin. Chir. 206: 39 (1963)
37. Perey, B.; Watier, A.:
Effect of human tissues on the breaking strength of catgut
and polyglycolic acid sutures.
Chir. Gastroent. (Gastroent. Surg.) 9: 87 (1975)
38. Postlethwait, R.W.:
Polyglycolic acid surgical suture.
Arch. Surg. 101: 489 (1970)
39. Ray, J.A.; Doddy, N.:
Polydioxanone (PDS), a novel Monofilament synthetic absorbable
suture.
Surgery, Gynecology and Obstetrics, Volume 153, Oct. 1981
S. 497 - 507
40. Sebesery, O.; Keller, U.; Spreng, P.:
The physical properties of polyglycolic Acid Sutures (Dexon^R)
in sterile and infected urine.
Invest. Urology, 12 (6): 490 - 493, May 1975
41. Sebesery, O.; Spreng, P.; Tscholl, R.:
Dexon^R als Nahtmaterial in der Urologie.
Aktuelle Urologie, 4: 275 - 277 (1973)

...

42. Sedgewick, C.E.; Sullivan, S.T.:
Abdominal wound disruptions; analysis of 217 cases.
Surg. Clin. N. Amer. 37: 731, 1957
43. Seidel, W.:
Die postoperative Bauchdeckendehiszenz.
Der Chirurg 38: 377 (1967)
44. Spicker, G.:
Methodische Untersuchungen über die Bestimmung des Durchmessers und der Reißkraft von resorbierbarem chirurgischem Nahtmaterial.
Arzneim. Forsch. (Drug.Res.) 19, 228 - 237 (1969)
45. Tauber, R.; Seidel, W.:
Bedeutung mechanischer Faktoren bei der Entstehung der abdominalen Wunddehiszenz. Reißfestigkeit der menschlichen und tierischen Faszie unter Berücksichtigung verschiedener Nahtmaterialien.
Zentralbl. Chir. 100 (19): 1178-1182; 1975
46. Tauber, R.; Seidel, W.:
Die Bedeutung des Nahtmaterials für die Reißfestigkeit heilender Faszien und Hautwunden.
Langenbecks Arch. Chir. 333 (4) 273-282, 1974
47. Tauber, R.; Seidel, W.:
Das Verhalten von PGS-Fäden nach Implantation bei Mensch und Tier.
Chir. 45 (10) 470-472 (Oktober 1974)

...

48. Thiede, A.; Lünstedt, B.; Sonntag, H.G.:
Untersuchungen in-vivo zum linearen Reißfestigkeitsverlust
von absorbierbaren vollsynthetischen Fäden.
Chirurg 51, 768 - 773 (1980)
49. Van Winkle, W.Sr.; Hastings, S.C.:
Considerations in the choice of suture materials for various
tissues.
Surg. Gynec. Obstet. 135, 113 - 126, Jul. 1972
50. Vereecken, R.L.; Verduyn, H.:
Is the intrinsic bladder pressure a reliable Parameter?
Urol. int. 31, 44 - 48 (1976)

Lebenslauf:

Am 29. Juli 1955 wurde ich, Wolfgang Schubert, als erstes Kind des Arztes Dr. med. Rudolf Schubert und seiner Ehefrau Gertraud, geb. König, in München geboren.

Von 1962-1966 besuchte ich die Volksschule in München-Harlaching. Ab 1966 wechselte ich auf das Albert-Einstein-Gymnasium in München. Dort legte ich im Juni 1975 meine Reifeprüfung ab. Von 1975-1977 wurde ich an der Orthopädischen Klinik München-Harlaching zum staatlich geprüften Masseur ausgebildet. Im Wintersemester 1977/78 nahm ich mein Medizinstudium an der Christian-Albrechts-Universität in Kiel auf, wechselte nach der ärztlichen Vorprüfung auf die Medizinische Hochschule Lübeck; Ab Sommersemester 81 war ich an der Ludwig-Maximilians-Universität in München immatrikuliert, an welcher ich im April 1984 meine ärztliche Prüfung ablegte.

Seit August 1984 arbeite ich als Assistenzarzt an der Radiologischen Abteilung des Städtischen Krankenhauses Neuperlach.

Seit 1983 arbeite ich an der von Herrn Oberarzt Prof. Dr. med. R. Tauber vergebenen Doktorarbeit.

Danksagung:

An dieser Stelle möchte ich Herrn Prof. Dr. med. R. Tauber für die Überlassung der Dissertationsarbeit und seiner steten Hilfsbereitschaft bei der Durchführung und Gestaltung der Arbeit danken.

Herrn Dr. med. Werner Sturm möchte ich für die Überlassung der klinischen Daten aus dem Klinikum Großhadern danken.

Ebenfalls zu Dank verpflichtet bin ich Herrn Dipl. Ing. Huth vom TÜV München für die Überlassung des Tensiometers bzw. für die freundliche Einarbeitung auf diesem Arbeitsplatz.

